

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra aplikované mechaniky

Vliv externího zatížení na napjatost v  
tepnách

Effect of External Load on the Stresses in  
the artery

Student:

David Schwarz

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Stanislav Polzer, Ph.D.

Ostrava 2018

## Zadání bakalářské práce

Student:

**David Schwarz**

Studijní program:

B2341 Strojírenství

Studijní obor:

3901R003 Aplikovaná mechanika

Téma:

Vliv externího zatížení na napjatost v tepnách  
Effect of External Load on the Stresses in the Artery

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

- 1) provést rešerši aktuálních přístupů k modelování tepen (nejméně 20 zdrojů)
- 2) sestavit konečnoprvkový model s různými způsoby uložení
- 3) provést analýzu vlivu tohoto uložení na napjatost při externím zatěžování

Seznam doporučené odborné literatury:

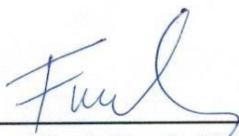
- [1] Holzapfel GA, Mulvihill JJ, Cunnane EM and Walsh MT. Computational approaches for analyzing the mechanics of atherosclerotic plaques: A review. J Biomech 2014; doi: 0.1016/j.jbiomech.2014.01.011
- [2] Cilla A, Pena E and Martinez MA. 3D computational parametric analysis of eccentric atheroma plaque: influence of axial and circumferential residual stress. Biomech Model Mechanobiol 2012
- [3] Cunnane EM, Mulvihill JJE, Barret HE and Walsh MT. Simulation of human atherosclerotic femoral plaque tissue: the influence of plaque material model on numerical results. Biomed Eng Online. 2015; doi: 10.1186/1475-925X-14-S1-S7.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Stanislav Polzer, Ph.D.**

Datum zadání: 08.12.2017

Datum odevzdání: 21.05.2018

  
Ing. Martin Fusek, Ph.D.  
vedoucí katedry



  
doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.  
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě ..... ..

podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě bakalářskou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že bakalářská práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího bakalářské práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě : ..... ..

..... ..

podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Adresa trvalého pobytu autora práce:

## Poděkování

Tímto bych rád poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce, panu Ing. Stanislavu Polzerovi, Ph.D. za odborné vedení, věnovaný čas, cenné rady, a hlavně trpělivost při vedení této práce

## Anotace

V první části práce byla provedená rozsáhlá studie odborných článků s ohledem na uložení arterie během FEM (Finite element method) analýzy. Byly zjištěny dva základní typy uložení, a to fixní ukotvení proximálního a distálního konce anebo axiální fixace obou konců vyjmuté tepny. Žádná z prostudovaných studií neuvažuje s možností objemového uložení arterie

V druhé části práce byla navržena nová okrajová podmínka zahrnující síť kolagenových vláken vycházejících z vnější arteriální stěny. Pro určení základních parametrů nové okrajové podmínky byla použita citlivostní analýza.

## Klíčová slova

Bifurkace abdominální aorty, okrajová podmínka, citlivostní analýza, kolagen, řešerše

## Abstract

In the first part of the thesis, a large study of specialized articles was performed, which were focused on the anchoring of the artery during the FEM (Finite element method) analysis. Two basic types of anchoring were identified, namely proximal and distal ends anchorage, or axial anchoring of both ends of the extracted artery. None of the studies considered an option for anchoring every point of the abdominal aortic bifurcation using collagen fibers.

In the second part of the thesis a new boundary condition was proposed including a network of collagen fibers coming from the external arterial wall. A sensitivity analysis was used to determine the basic parameters of the new boundary condition.

## Key words

Bifurcation of abdominal aorta, boundary condition, sensitivity analysis, collagen,

# Obsah

1.	Úvod.....	9
1.1	Kardiovaskulární systém.....	10
1.2	Srdce.....	11
1.3	Tepny.....	13
1.3.1	Aorta.....	13
1.4	Struktura stěny tepny.....	14
1.4.1	Intima .....	15
1.4.2	Media .....	16
1.4.3	Adventitia.....	17
1.5	. Stavba a mechanické vlastnosti hlavních arteriálních složek.....	18
1.5.1	Elastin.....	19
1.5.2	Kolagen.....	21
1.5.3	Hladké svalové buňky.....	23
2.	Materiál modelu .....	24
2.1	Malé deformace .....	25
2.2	Konečné deformace .....	26
2.3	Hyperelasticita.....	29
2.4	Konstitutivní model .....	29
3.	Rešerše okrajových podmínek pro výpočet napětí v tepně .....	30
3.1	Shrnutí rešerše .....	42
4.	Úvod do problematiky zadání.....	42
5.	Geometrie modelu .....	43
6.	Síť modelu.....	44
7.	Materiál modelu .....	45
8.	Model fixní okrajové podmínky .....	46

9.	Model pružné okrajové podmínky .....	46
9.1	Geometrie okrajové podmínky .....	46
9.1.1	Definování šroubovice v APDL .....	48
9.2	Prvek okrajové podmínky .....	49
9.2.1	Definování kolagenního vlákna APDL .....	49
9.3	Materiálový model pružné okrajové podmínky .....	49
9.4	Citlivostní analýza hlavních parametrů uložení .....	50
9.4.1	Referenční model .....	51
9.4.2	Vliv průřezu kolagenního vlákna na rozložení napětí v tepně .....	51
9.4.3	Vliv počtu bodu šroubovic na rozložení napětí v tepně .....	53
9.4.1	Vliv počtu kolagenních vláken vycházející z jednoho bodu na rozložení napětí v tepně .....	54
9.4.2	Vliv počtu otáček šroubovice na rozložení napětí v tepně .....	56
9.4.3	Vliv počtu otáček šroubovice na rozložení napětí v tepně II .....	58
10.	Výsledky porovnání .....	60
10.1	Porovnání vlivu uložení na rozložení HMM napětí v bifurkaci břišní aorty. ....	60
11.	Omezení výpočtového modelu .....	62
12.	Závěr .....	62
13.	Zdroje .....	64
14.	Příloha A .....	69
15.	Příloha B .....	70



## 1. Úvod

V dnešní uspěchané době stále častěji slýcháme o různých typech onemocnění. Mezi tyto onemocnění patří i onemocnění kardiovaskulárního systému, který je nejčastější příčinnou úmrtí v Evropě. Lidé si neuvědomují, jak moc jejich nezdravý životní styl a zrychlené tempo života ovlivňuje délku jejich pobytu na zemi. Lidé trpí depresemi, pracují pod velkým nátlakem svých nadřízených, trpí nedostatkem pohybu nebo naopak jsou unavení z celodenního koloběhu v práci. Hlavním rizikovým faktorem jsou právě deprese, je všeobecně známo, že lidé trpící středně těžkou až těžkou depresí umírají dříve než lidé, co depresí netrpí. Avšak kromě úmrtnosti je potřeba upozornit na nemoci s tím spjaté. Mezi nejčastější onemocnění patří srdeční infarkt, dále poškození mozkových tepen, aneurysma a další závažné nemoci.

Cílem dnešní vědy je predikovat takovéto náhlé změny, jako jsou ruptury aneuryzmatu abdominální aorty či poškození mozkových tepen. Poškození tepenné stěny vzniká při zvýšené koncentraci napětí způsobené onemocněním nebo náhlým dějem.

Cílem této práce je vytvořit novou okrajovou podmínku, která by respektovala skutečné uložení tepny v těle a díky tomu zvýšila přesnost výpočtu namáhání arteriální stěny, čímž by došlo k přesnějšímu určení ruptury tepny. Takto vytvořenou okrajovou podmínku budu srovnávat s konzervativním uložením tepny, tj. fixace proximálního a distálního konce tepny.

# Cévní systém

V této kapitole stručně představím činnost a jednotlivé složky oběhového systému.

Náplní této práce je zkoumání vlivu externího zatížení na napjatost v tepnách, proto v této kapitole budu klást zvláštní pozornost na strukturu a mechanické vlastnosti tepen. Zejména se zaměřím na mechanické vlastnosti a také na roli kolagenu v aortě, jelikož právě kolagen upíná tepny k vazivům okolního těla viz kapitola (1.5)

Cévní systém se dělí na dva systémy podle obsažené tekutiny, a to na uzavřenou **krevní soustavu cév** obsahující proudící červenou krev a **mízní soustavu cév** obsahující bezbarvou mízu.[1]

## 1.1 Kardiovaskulární systém

Uzavřená krevní soustava cév obsahuje trubice s různým vnitřním průměrem, která díky proudění krve zajišťuje látkovou výměnu ve tkáních, dále zprostředkovává výměnu hormonů mezi žlázami a cílovými orgány, podílí se na zajištění imunologických funkcí a odvádí oxid uhličitý.

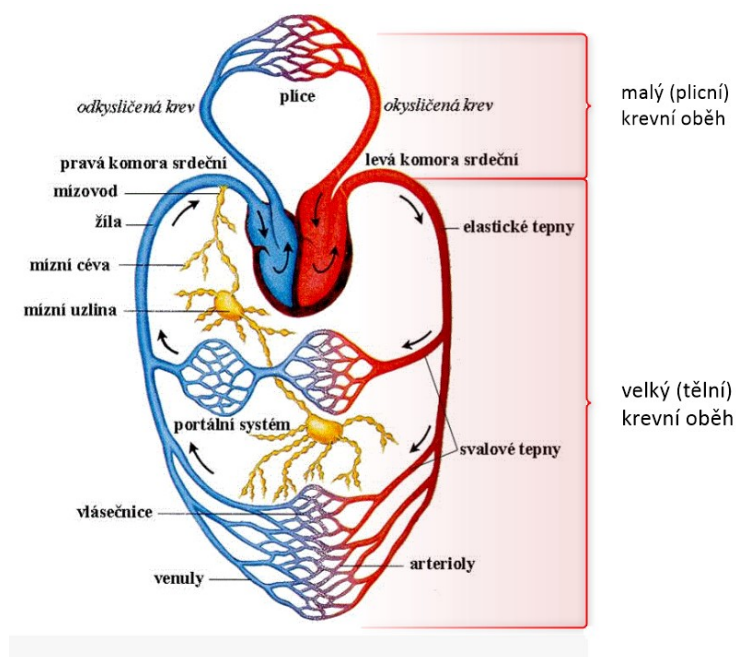


Figure 1. Schéma velkého a malého krevního oběhového systému a mízní soustavy. Převzato z [2].

Uzavřená krevní soustava cév je obecně dělena na malý (plicní) a velký (tělní) okruh (Figure 1.) Malý okruh slouží k dopravě neokysličené krve z pravé komory do plic, kde se následně okysličí, a jako okysličená krev se vrátí do levé předsíně srdeční. [3]

Velký (tělní) okruh vychází z levé srdeční komory a vstupuje do tepny(**aorty**) o průměru asi 30mm. [1]

Aorta se následně větví v menší tepny zásobující svaly a orgány 5-15mm[1], pokud průměr tepny klesne na 0,3mm hovoříme o tepénkách(**arteriolách**), které se následně větví do sítě vlásečnic(**kapilár**) o průměru 7-50  $\mu\text{m}$ .

Na této úrovni dochází k výměně látek mezi krví a tkání. Hranice mezi tepnou vedoucí okysličenou krev ze srdce a žílou vedoucí odkysličenou krev do srdce není přesná, rozlišovacím znakem je stupeň nasycení protékající krve kyslíkem. Kapiláry přecházejí v malé žilky (**venuly**), ty následně přecházejí do žil (**venae**), které tvoří přítoky horní a dolní duté žíly vedoucí krev do pravé srdeční předsíně.[3]

## 1.2 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán (Figure 2) uložen v obalu zvaném osrdečník (**pericardium**), který v oběhové soustavě zastává roli čerpadla, které pohání krev do systému a tím zajišťuje její proudění. Pumpující vlastnost srdce je daná periodickými srdečními cykly. Srdeční cyklus se skládá ze dvou fází srdeční svaloviny:

**Systolický stah srdeční svaloviny** (stažení) je započat impulzem v sinoatriálním uzlu, poté začne kontrakce předsíně, a tím se doplní krev do komory (asi 30% z celkového objemu srdce a 70% pasivně během diastoly) v této fázi rychle stoupá tlak v komoře a po překročení diastolického tlaku v aortě (80 mm Hg[10,7 kPa] se otevírají aortální chlopně a krev je hnána do aorty. Tlak v levé komoře dosáhne 120 mm Hg (16kPa) a v pravé komoře 25 mm Hg(3,33kpa). Během systolického stahu (u muže v klidu při frekvenci tepů 69/min) je z každé komory vypuzeno 80ml krve což je asi 5,5 l/min krve do velkého krevního oběhu a stejné množství i do malého krevního oběhu.

**Diastolické uvolnění stahů srdeční svaloviny** dochází současně v před síních i komorách za doprovodu poklesu tlaku až na hodnotu pod výši tlaku v aortě. Poklesem tlaku pod tlak v aortě se uzavřou poloměsíčitě chlopně (zabránění zpětnému proudění), což vede k dalšímu poklesu tlaku až pod hodnotu tlaku v před síních, to způsobí otevření atrioventrikulární chlopně, čímž započne plnění komor srdce.

Frekvence srdečního cyklu není konstantní, reaguje na nervové podněty (psychické), avšak i na zvýšení tělesné aktivity (sport). Celý srdeční cyklus trvá (při tepové frekvenci 75tepů/min) 0,8s. Na proudění krve se podílí i některé části tepen, které podporují proudění krve stahy stěny.[1]

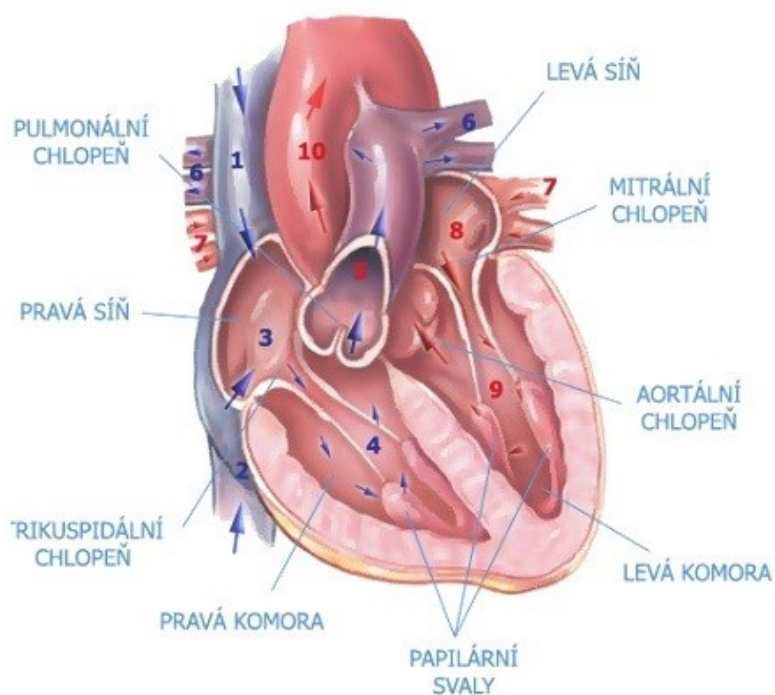


Figure 2. Schéma srdce. Horní (1) a dolní (2) dutá žíla. Pravá síň (3), pravá komora (4), plicní tepny (5,6), plicní žíla (7), levá síň (8), levá komora (9), aorta (10). Převzato z [2].

## 1.3 Tepny

Jak již je zmíněno v odstavci 1.1 okysličená krev vypuzená srdcem je pomocí tepen transportována až k tkáním orgánů. Ze srdce vychází největší tepna Aorta, která se postupně dělí, až na průměr o velikosti kapilár (7-50  $\mu\text{m}$ ) viz (Figure 1). S postupným klesáním průměru se snižuje tlak i rychlost proudění krve. Na tyto funkční nároky reagují jednotlivé části tepny svou strukturou. Tepny mají pevné a pružné stěny, které vyrovnávají účinek tlakových vln vznikající za systoly, a udržují vhodnou výši tlaku při diastole. Zajišťují spojité proudění krve v kapilárách.

### 1.3.1 Aorta

Aorta je největší tepnou v lidském těle, vystupuje z levé komory (Figure 2 s průměrem 30mm a prostupuje přes hrudní aortu s průměrem 25mm, až do břišní aorty s průměrem 18,2mm a končí bifurkací na dvě kyčelní tepny (Figure 3).

V délce aorty dochází ke geometrickým, ale i k histologickým a mechanickým změnám vlastností, které zajišťují udržení optimálních podmínek pro proudění krve v dané oblasti. Dynamická struktura aorty zajišťuje přizpůsobení funkčním potřebám (zvýšení tlaku), tato vlastnost aortální stěny je závislá na jednotlivých mechanických vlastnostech stavebních složek (Elastin, Kolagen, Hladké svalové buňky...) stěny, a také na vzájemných interakcích mezi těmito složkami. Mechanické vlastnosti se nemění pouze vzdáleností od srdce, ale i přibývajícím věkem, kdy dochází ke změně a k případné degradaci nebo ruptuře jednotlivých integrovaných složek[4]. Aorta stárne “zespodu” což znamená, že biomechanické změny se projevují již v raném věku břišní aorty. [5]

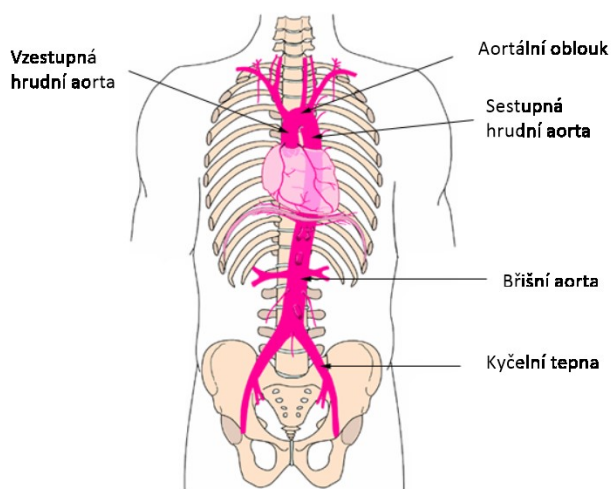


Figure 3. Členění aorty. Převzato a upraveno z [6].

## 1.4 Struktura stěny tepny

Obecně se tepny dělí na dva typy elastický a svalový typ.

**Elastický typ** zahrnuje tepny s větším zastoupením elastického vaziva (elastinu) v tunice medii než buněk hladkého svalstva. Jsou to tepny s největším průměrem (Aorta). Elastické tepny se při srdečním stahu roztáhnou až o 10%. [7]

**Svalový typ** zahrnuje tepny s převažující složkou buněk hladkého svalstva ve stěně než elastického vaziva. Do svalového typu řadíme tepny s menším průměrem například: femorální, renální, koronární a mozkové tepny. [3] Svalové tepny se vlivem stahu srdce roztáhnou o 2% až 3%. [7]

Tepna je kompozitní materiál skládající se ze 3 vrstev (intima, media, adventitia) oddělených elastickou membránou (elastica interna a elastica externa) viz (Figure 4). Každá z těchto vrstev má jinou strukturu, a tudíž i každá z nich bude mít jinou roli při srdečním cyklu.

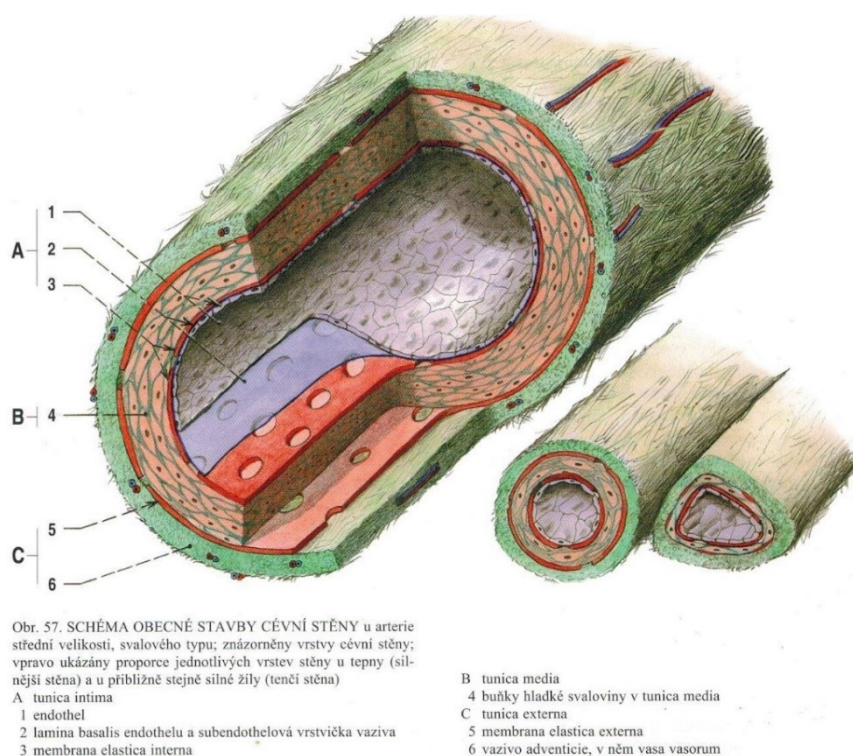


Figure 4. Struktura tepenné stěny. Převzato z [3].

### 1.4.1 Intima

Je tvořena jednou vrstvou plochých endotelových buněk, které těsností spojují mezi jednotlivými endoteliemi rozhodují o propustnosti tepny.[1]

U mladého zdravého jedince se předpokládá, že je intima tenká vrstva, která však nepatrně ovlivňuje mechanickou vlastnost stěny. Tloušťka intimy se s postupujícím věkem rozšiřuje (až na 27% stěnové tloušťky [8]), tím narůstá tuhost, což významně ovlivňuje výsledné mechanické vlastnosti stěny (Figure 5), a proto by se měly „starší“ aortální stěny modelovat jako složená struktura ze 3 vrstev [9].

Zvýšení tloušťky intimy je spojeno s arteriosklerózou (nejčastější onemocnění arteriálních stěn), což zahrnuje ukládání vápníku, kolagenu, a tukových látek do extracelulárního prostoru (mezibuněčný prostor). Takové vrstvě se říká **Artherosclerotic plaque**. Mezi vrstvou tunica intima a tunica media se nachází jemná vrstva vaziva (blána), která se nazývá elastica interna [10].

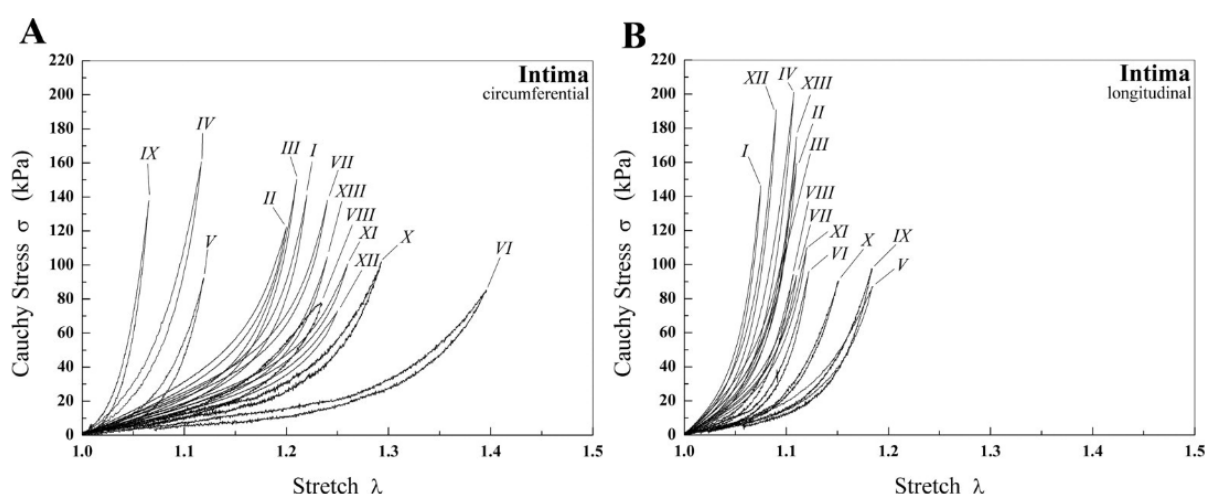


Figure 5. Hysterezní smyčky jednoosé tahové zkoušky. I-XIII počet vzorků lidských koronárních tepen ve věku  $71,5 \pm 7,3$  Převzato z [8].



### 1.4.2 Media

Tunica media je prostřední vrstva tepenné stěny (Figure 4) skládající se ze spletné trojrozměrné elastinové sítě mezi níž jsou umístěny hladké svalové buňky a kolagenová vlákna (Figure 6).

Elastin tvoří 29% z celkového objemu a vyskytuje se ve třech formách: elastinové membrány (71% objemu), mezi membránové elastinové vlákna (27% objemu) a elastinové vzpěry (2% objemu). **Elastinové membrány (EL)** rozdělují medii na jednotlivé vrstvy, jejichž tloušťka je nezávislá na radiálním umístění. **Elastinové vzpěry (ES)** poskytují přímé radiální spojení mezi jednotlivými vrstvami. **Mezi membránová elastinová vlákna** (černá šipka) vystupují z elastinových membrán a tvoří hustou složitě uspořádanou síť obklopující hladké svalové buňky. Hladké svalové buňky se skládají z jádra (N) obklopeného cytoplazmou (Cyt). Kolagenová vlákna typu I a III (bílá šipka) se sdružují do svazků s vlnitým průběhem. [11][8]

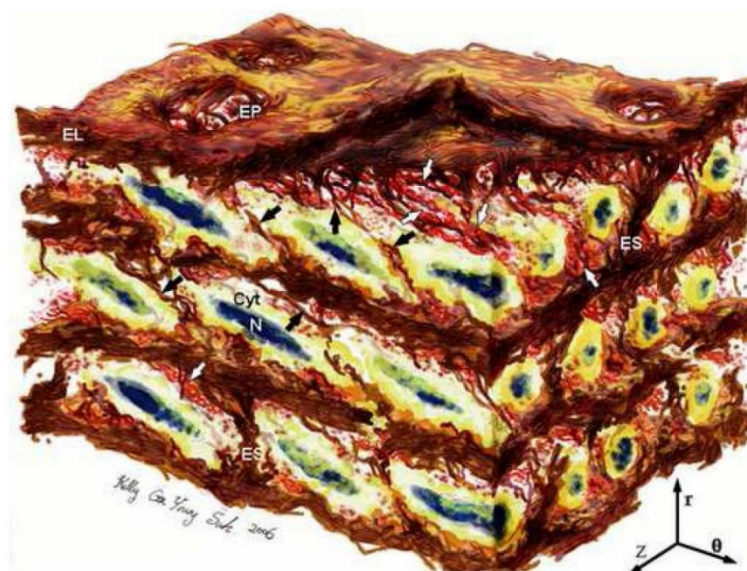


Figure 6. Struktura tunica media. Převzato z [11].

Elastin má nízkou tuhost a vysokou roztahitelnost, a to až o 70% z původní délky, což způsobuje při relativně malých napětích vysokou roztahnost tepny. Tato elastická vlastnost elastinu je demonstrována jako pozvolný nárůst tuhosti stěny při jednoosé tahové zkoušce, viz (Figure 7).



Kolagen je hlavní arteriální nosný prvek, který má vysokou tuhost a nízkou roztažnost. Vzhledem k vyšší tuhosti, oproti elastinu, dochází při narovnání kolagenních vláken k strmému nárůstu tuhosti v Tunici medii (Figure 7). V průběhu deformace arteriální stěny hladké svalové buňky zajišťují její remodelaci [4]

Vzájemné propojení mezi elastinem, elastinovými lamelami, buňkami hladkého svalstva a kolagenními vlákny vytváří kontinuální vláknitou šroubovici. Tato struktura dává Tunice medii vysokou pevnost a odolnost vůči obvodovému a podélnému zatížení. U zdravé tepny má tato vrstva nejvýznamnější mechanické vlastnosti. [12]

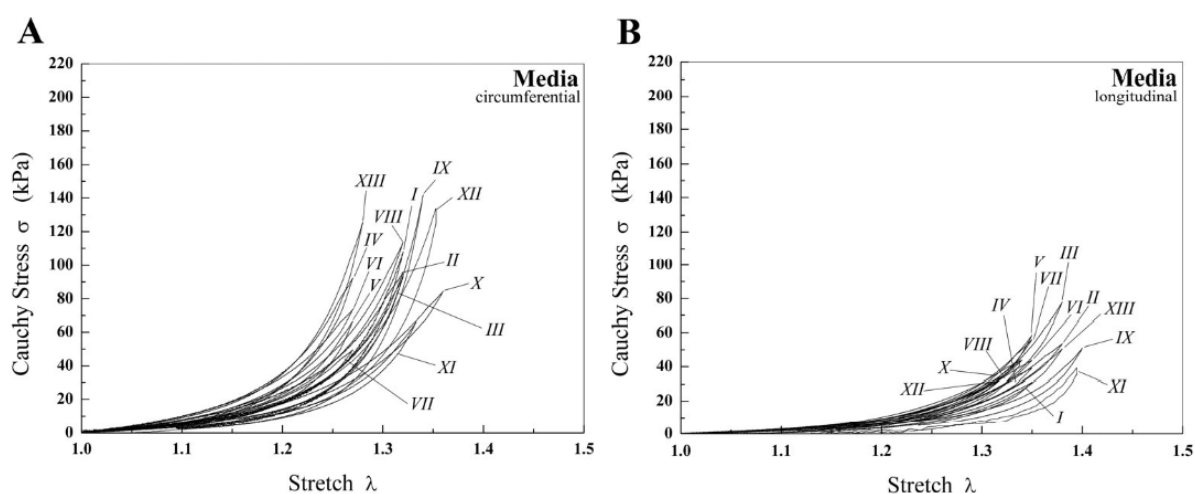


Figure 7. Jednoosá tahová zkouška mediální vrstvy ukazující postupné zapojení jednotlivých složek do celkové tuhosti mediální vrstvy. Test proběhl na 13 (I-XIII) lidských koronárních tepnách ve věku  $71,5 \pm 7,3$ . Převzato [8].

### 1.4.3 Adventitia

Tunica adventitia je vnější vrstva tepny, která plynule přechází do vaziva v okolí tepny, což zajišťuje pružné spojení s okolím.

Adventitii tvoří převážně fibroblasty, fibrocyty (buňky produkující mezibuněčnou hmotu - kolagen) a svazky kolagenových vláken typu I a III. Kolagenní vlákna jsou uspořádány do šroubovité struktury, což slouží ke zpevnění arteriální stěny. Nezatížená kolagenová vlákna mají vlnitý průběh a v počátečním zatížení nízkou tuhost, avšak po narovnání kolagenních vláken dochází k prudkému zvýšení tuhosti, viz (Figure 8), což zabraňuje nadměrnému přetížení či prasknutí tepny.[10], [13]. Když porovnáme tahové zkoušky (Figure 7) a (Figure 8) zjistíme vyšší tuhost adventitie. To je způsobeno vyšším obsahem kolagenu, změnou rozptýlu kolagenních vláken, a také změnou průměru kolagenních vláken. Vyšší podíl kolagenu, než elastinu způsobuje nižší tuhost při nízkém napětí, viz (Figure 8A) [14].

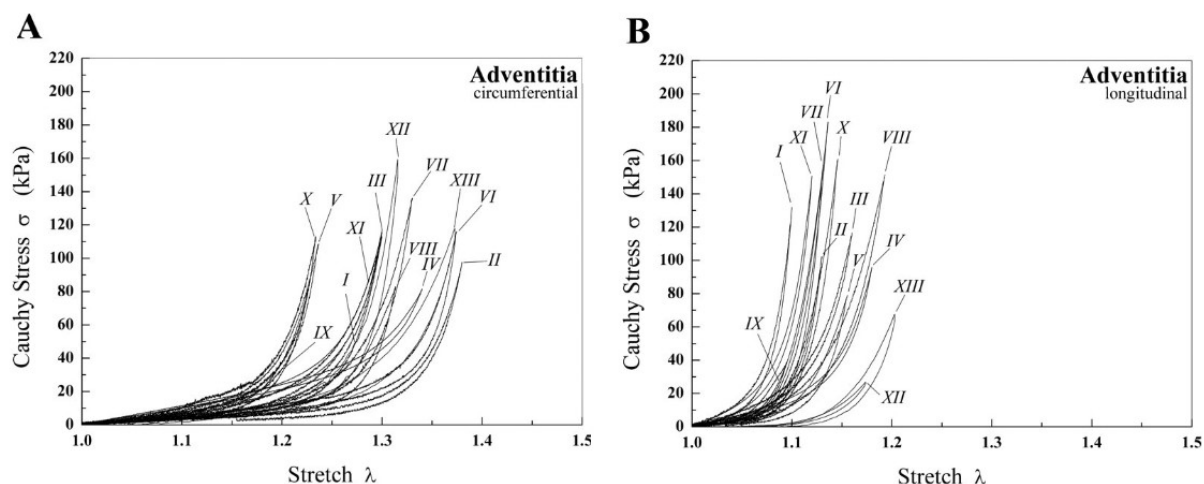


Figure 8. Jednoosá tahová zkouška adventitiční vrstvy ukazující postupné narovnání kolagenních vláken ve směru napětí. Test proběhl na 13 (I-XIII) lidských koronárních tepnách ve věku  $71,5 \pm 7,3$ . Převzato z [8]

### 1.5. Stavba a mechanické vlastnosti hlavních arteriálních složek.

V této kapitole budou představeny jednotlivé mechanické vlastnosti základních složek arteriální stěny, které dohromady určují mechanickou vlastnost stěny. Jak již bylo výše zmíněno, arteriální stěna má v každé vrstvě jiné mechanické vlastnosti. Mechanické vlastnosti jednotlivých vrstev jsou dány poměrem a uspořádáním jednotlivých základních složek, jejich vzájemnou interakcí a integritou. Zdravá tepna vykazuje vysokou deformaci struktury a anizotropní mechanické chování. [12]

### 1.5.1 Elastin

Je nestlačitelný izotropický materiál, jehož mechanické chování lze popsat pomocí deformační energie Neo-Hookean materiálu  $\psi$ .

$$\Psi = c_{01}(I_1 - 3) \quad (1)$$

$C_{01}$  – materiálová konstanta nabývající hodnot od 77-163 kPa.[15]

$I_1$  - První invariant Cauchy-Green tenzoru, viz str. (27)

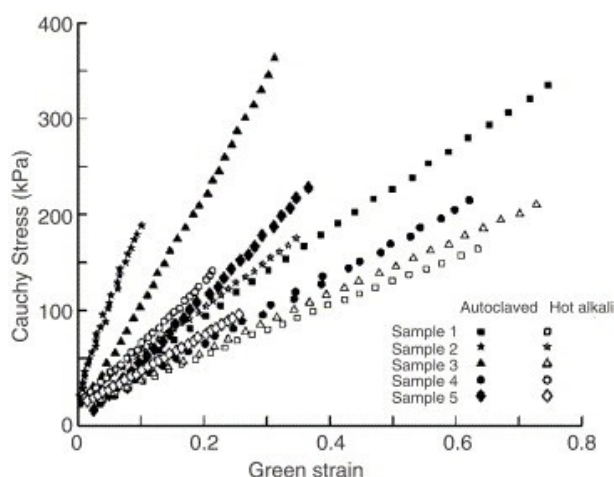


Figure 9. Uniaxiální test arteriálního elastinu separovaného za pomoci autoclavy a horkých alkalických látek.

Převzato z [15]

Výše uvedený graf srovnává jednotlivé metody izolování arteriálního elastinu a na základě jednoosé tahové zkoušky určují materiálovou konstantu ( $C_{01}$ ) elastinu pro neo-Hookean material.

Jednoosé testy jsou důležité pro získání mechanických vlastností materiálu, avšak pokud se chce docílit konstitutivní rovnice pro arteriální elastin odpovídající na multiaxiální okrajové podmínky, je zapotřebí biaxiálních experimentů elastinových sítí. Deformační energie pro konstitutivní model arteriálního elastinu je modifikovaná rovnice neo-Hookean materiálu, kde přidané prvky  $I_4$  a  $I_6$  zahrnují rozložení elastinových vláken.[16]

$$W = C_0(I_1 - 3) + C_1(I_4 - 1)^2 + C_2(I_6 - 1)^2 \quad (2)$$

$W$  - Deformační energie, viz kapitola (29)

$I_1, I_4, I_6$  - Invariant Cauchy-Green tenzoru

$C_0$  - Materiálová konstanta ( $73,96 \pm 22,51$  kPa)

$C_1$  - Materiálová konstanta ( $1,18 \pm 1,79$  kPa)

$C_2$  - Materiálová konstanta ( $0,8 \pm 1,26$  kPa)

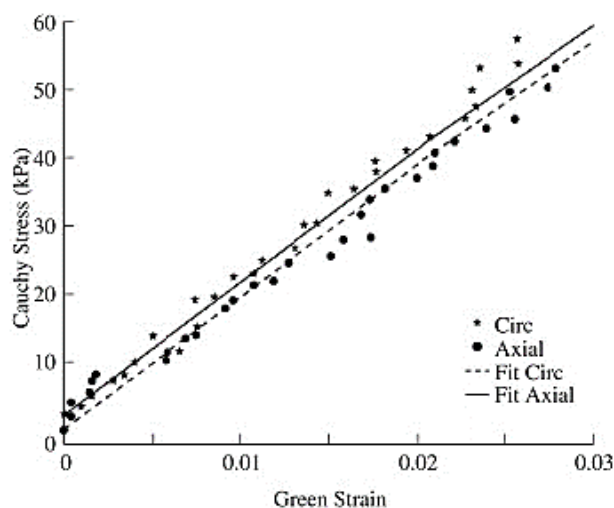


Figure 10. Graf odrážející novou konstitutivní rovnici elastinu při equibiaxiálním napětí. Převzato z [16].

„Jelikož nejsou významné rozdíly mezi koeficienty odpovídající invariantám  $I_4$  a  $I_6$ , předpokládá se podobné rozložení vláken v axiálním a obvodovém směru.“ Citováno z [16]. Z toho lze odvodit, že tuhost elastinu bude v obvodovém a axiálním směru stejná.

Elastin svojí strukturou zajišťuje efektivní rozložení tahových napětí během systolického tlaku, díky své elasticitě vyrovnává náhlé změny tvaru, napomáhá k zmírnění a usměrnění tlaku vzniklého kompresí srdce.

Charakteristické mechanické vlastnosti elastinu jsou nízká tuhost, vysoká odolnost a vysoká roztahitelnost, až o 70% původní délky. Elastinové mechanické vlastnosti se mění s teplotou, mírou hydratace a rychlostí s jakou deformace probíhá. [17]

Produkce elastinu ustává okolo 20 let věku a vlivem stárnutí se mění jeho struktura a snižuje se koncentrace, ne však jeho objem. To je zapříčiněno nárůstem dalších složek arteriální stěny např. kolagenu. Vlivem onemocnění dochází k degradaci a může dojít k úbytku objemu elastinu až o 50%. [5] Vlivem cyklické únavy, která nastává u zdravé arterie někde okolo  $8 \times 10^8$  cyklů, což je při 70 tep/min cca 30 let, dochází k narušení (fraktuře membrán), což se podílí na ztužení stěny. [7]

### 1.5.2 Kolagen

Základním stavebním prvkem kolagenu je polypeptidový řetězec, který při spojení tří polypeptidových řetězců do trojitě pravotočivé šroubovice vytváří Tropokolagen o délce 300nm viz (Figure 11b). Jednotlivé Tropokolageny jsou postupně uspořádány viz (Figure 11c), což vytváří mezery ( $0,54d$ ) mezi Tropokolageny a překrývání ( $0,46d$ ) Tropokolagenů, viz (Figure 11c). V oblasti mezery je méně Tropokolagenů a v překrývání je více Tropokolagenů, tyto jevy mají periodicitu o velikosti 67nm ( $d$  period), což má za následek proužkování fibrilu viz (Figure 11 d).[18]

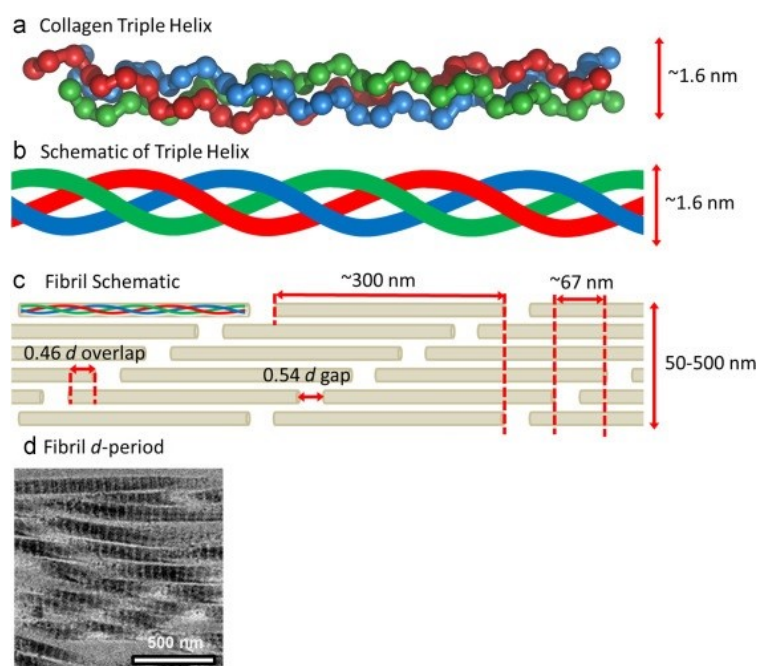


Figure 11. Schéma kolagenního fibrilu. Na obrázku (a) jsou barevně znázorněné jednotlivé polypeptidické řetězce. Na obrázku (b) je znázorněné schéma Tropokolagenu. Na obrázku (c) je znázorněné kolagenního Fibrilu. Převzato z [18]

Tropokolagen je základní jednotkou většiny kolagenních vláken. U lidí se vyskytuje více než 28 typů kolagenu. Mechanické vlastnosti jednotlivých typů kolagenu jsou dány velikostí a tvarem Tropokolagenu a vazbami mezi jednotlivými Tropokolageny. Obecně je přijato, že čím výš se nacházíme v kolagenní hierarchii, tím je jeho modul pružnosti menší, což je zapříčiněno vazbami mezi jednotlivými Tropokolageny nebo kluzem mezi fibrily, popřípadě mezi kolagenními vlákny. Modul pružnosti Tropokolagenu může dosahovat 7 [GPa].[19] Youngův modul pro kolagenní 1 vlákno dosahuje hodnoty  $1174.9 \pm 283.3$  [MPa], viz (Figure 12) průběh tahové zkoušky.[20]

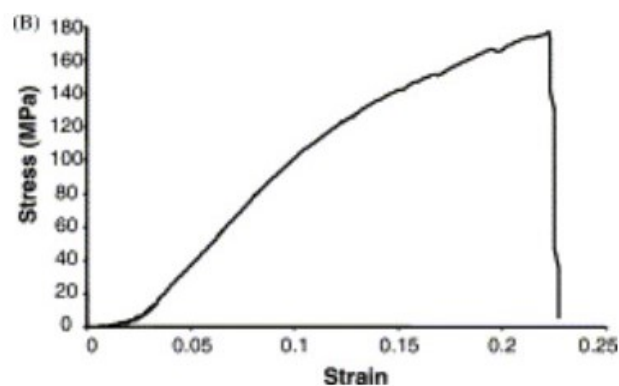


Figure 12. Průběh tahové zkoušky kolagenního vlákna o průměru 271  $\mu\text{m}$ . Převzato z[20]

V aortě se vyskytují převážně Fibrilární kolageny typu I a III. V nezatíženém stavu mají kolagenní vlákna vlnitý charakter, což způsobuje nízkou tuhost při raném zatěžování, avšak po narovnání je prudký nárůst. Oproti elastinu je kolagen pevnější, ale zato jeho prodloužení dosahuje 2-4%. K přetržení kolagenových vláken v ohybu dochází při deformaci okolo 33% viz (Figure 13).[21]

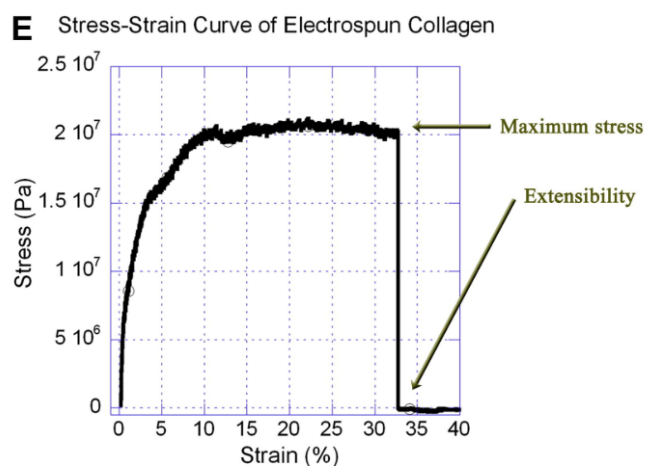


Figure 13. Závislost napětí na deformaci pro kolagenní vlákna typu I při ohybovém testu. Převzato z [21].

### 1.5.3 Hladké svalové buňky

Buňky hladkého svalstva (SMC) se skládají viz (Figure 14) z jádra (N) a cytoplazmy (cyt), která se napojují na inter lamelární elastinové vlákna (IEL) [14]. SMC vyplňuje prostor mezi elastinovými lamelami a elastinovými radiálními vzpěrami, které přes cytoplazmu přenášejí síly na jádro hladké svalové buňky. Hladké svalové buňky zajišťují remodelaci stěny během deformace, a také svojí vlastností (kontrakce a relaxace) aktivně mění tuhost arteriální stěny, a to až o 30 % v axiálním směru a o 40 % v obvodovém směru. [22]

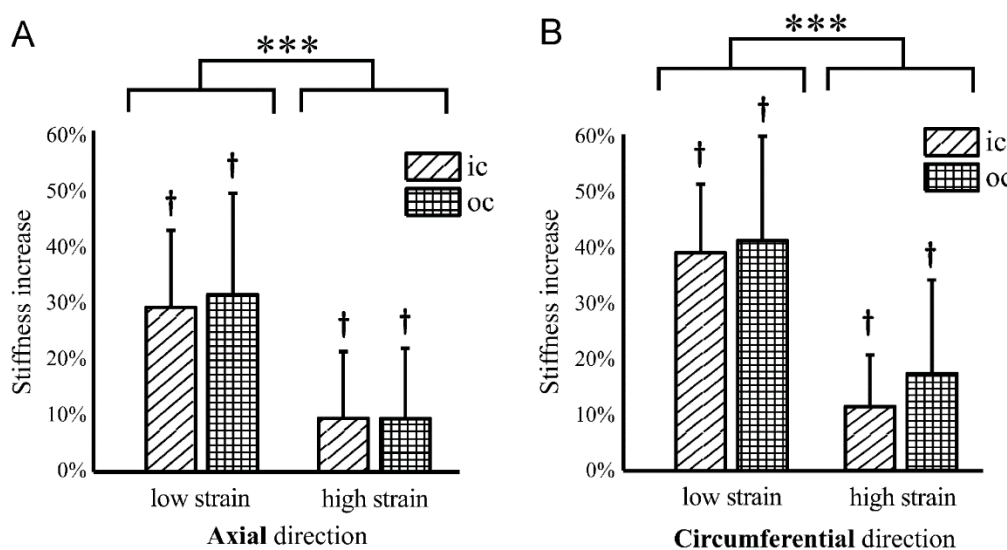


Figure 14. Zvýšení tuhost stěny v obvodovém a axiálním směru vlivem aktivace SMC během nízkého a vysokého namáhání. Převzato z [22].

## 2. Materiál modelu

Zdravá tepna je vysoce deformovatelný kompozitní materiál, primárně skládající se ze tří vrstev (Intima, Media, Adventitia), viz kapitola (1.4). Jednotlivé vrstvy se od sebe liší mechanickou odezvou při napětí. Je to především způsobeno obsahem a orientací elastinu, kolagenních vláken a buněk hladkého svalstva. Díky své kompozitní struktuře vykazuje arteriální stěna nelineární průběh deformačně-napěťové závislosti. Průběh deformačně-napěťové závislosti můžeme rozdělit do tří fází.

V první fázi při nízkém napětí dochází k zatížení elastinu a křivka deformačně-napěťové závislosti vykazuje téměř lineární průběh.

V druhé fázi dochází k narovnávání, během první fáze zvláště kolagenních vláken a nastává nelineární zvyšování tuhosti arteriální stěny.

Třetí fáze nastává za vysokých tlaků, při kterých se kolagenní vlákna narovnají ve směru zatížení, tím arteriální stěna ztuhne a průběh deformačně-napěťové závislosti je opět téměř lineární. Arteriální stěna je anizotropní, nestlačitelný [23], nelineární a vysoko elastický materiál.[4], [10], [13], [24].

Jako druhý materiál je adventitiční kolagenní vlákna, které upevňují tepnu k okolním vazivovým tkáním. Kolagenní vlákna jsou anizotropní a nelineární materiál s vysokou pevností v tahu viz kapitoly (1.4.3), (1.5.2) [13], [18], [20].

Pro zjednodušení výše uvedených materiálových vlastností budu předpokládat, že arteriální stěna je hyperelastický, nestlačitelný, isotropní a homogenní materiál a jako lineárně elastický materiál budu považovat adventitiční kolagen.



## 2.1 Malé deformace

Za malé deformace považujeme takové, jejichž přetvoření jsou nekonečně malá, což v praxi znamená, že jejich přetvoření nepřesáhnou cca 1 %. V případě nekonečně malých deformací lze zanedbat kvadratický člen (druhý člen v rovnici (7)). Následující vztahy určují smluvní deformaci, viz (Figure 15).

Délková deformace

$$\epsilon_x = \frac{dx - dX}{dX} = \frac{dX + u + \frac{\partial u}{\partial X} dX - u - dX}{dX} = \frac{\partial u}{\partial X} \quad (3)$$

Úhlová deformace

$$\gamma_{xy} = \gamma_{AB} + \gamma_{AC} = \tan \gamma_{AB} + \tan \gamma_{AC} = \frac{\frac{\partial v}{\partial X} dX}{dY} + \frac{\frac{\partial u}{\partial Y} dY}{dX} = \frac{\partial v}{\partial X} + \frac{\partial u}{\partial Y} \quad (4)$$

Obecný tenzor deformace

$$\epsilon_x = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} \right) \quad (5)$$

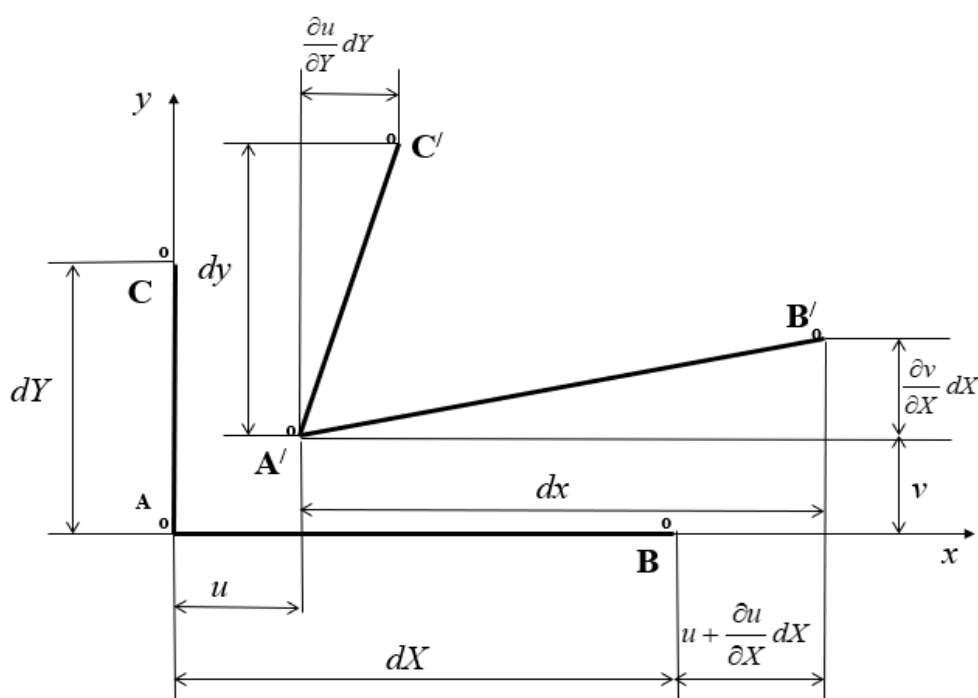


Figure 15. Deformace. Převzato z

## 2.2 Konečné deformace

Na rozdíl od oceli s malými deformacemi arteriální stěna, jakožto hyperelastický materiál, podléhá konečným (velkým) vratným deformacím. Za konečné deformace považujeme ty, jejichž složky po přetvoření můžou dosahovat libovolně velkých hodnot.

Vzhledem k dost odlišným rozměrům před a po deformaci, které se musí respektovat, jsou zaváděny vztahy pro tenzory přetvoření a tenzory napětí. Při velkých deformacích již nemůžeme zanedbávat kvadratický člen.

Green-Lagrangeův tenzor deformace pro délku

Vztahuje se k původním rozměrům, avšak respektuje natáčení elementu viz (Figure 15).

$$E_x^L = \frac{\sqrt{\left(dX + u + \frac{\partial u}{\partial X}dX - u\right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial X}dX\right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial X}dX\right)^2} - dX}{dX} \quad (6)$$

Pomocí prvních dvou členů binomické řady lze rovnici (6) upravit na tvar:

$$E_x^L = \frac{\partial u}{\partial X} + \frac{1}{2} \left[ \left( \frac{\partial u}{\partial X} \right)^2 + \left( \frac{\partial v}{\partial X} \right)^2 + \left( \frac{\partial w}{\partial X} \right)^2 \right] \quad (7)$$

Nebo podle Einsteinova sčítacího pravidla ve tvaru:

$$E_{ij}^L = \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} + \frac{\partial u_k}{\partial X_j} \frac{\partial u_k}{\partial X_i} \right] \quad (8)$$

Tenzor deformačního gradientu

Tenzor deformačního gradientu **F** slouží k vyjádření změny mezi počáteční (vychozí) a aktuální geometrií. Tenzor **F** tvoří složky poměrného protažení **λ**.

Obecný zápis poměrného prodloužení:

$$\lambda_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} \quad (9)$$

V obecném souřadnicovém systému má tenzor deformačního gradientu tvar:

$$F = \begin{bmatrix} \frac{\partial \mathbf{x}_1}{\partial \mathbf{X}_1} & \frac{\partial \mathbf{x}_1}{\partial \mathbf{X}_2} & \frac{\partial \mathbf{x}_1}{\partial \mathbf{X}_3} \\ \frac{\partial \mathbf{x}_2}{\partial \mathbf{X}_1} & \frac{\partial \mathbf{x}_2}{\partial \mathbf{X}_2} & \frac{\partial \mathbf{x}_2}{\partial \mathbf{X}_3} \\ \frac{\partial \mathbf{x}_3}{\partial \mathbf{X}_1} & \frac{\partial \mathbf{x}_3}{\partial \mathbf{X}_2} & \frac{\partial \mathbf{x}_3}{\partial \mathbf{X}_3} \end{bmatrix} \quad (10)$$

Determinantem matice (10) získáme třetí invariant  $J$  tenzoru deformačního gradientu  $\mathbf{F}$ , který lze určit z hlavních hodnot poměrného protažení.

$$J = \lambda_1 * \lambda_2 * \lambda_3 \quad (11)$$

Vztah pro poměrnou objemovou změnu třetího invariantu  $J$  tenzoru deformačního gradientu  $\mathbf{F}$ :

$$e = \frac{V_{def} - V_{nedef}}{V_{nedef}} = \frac{dx * dy * dz - dX * dY * dZ}{dX * dY * dZ} = \lambda_1 * \lambda_2 * \lambda_3 - 1 = J - 1 \quad (12)$$

Z rovnice (12) vyplývá, že pro nestlačitelný materiál se musí třetí invariant  $J$  tenzoru  $\mathbf{F}$  rovnat 1:

$$J = \lambda_1 * \lambda_2 * \lambda_3 = 1 \quad (13)$$

Cauchy-Greenův tenzor deformace

Obdobně jako tenzor deformačního gradientu, tak i tato definice nepracuje s přetvořením, ale s poměrným protažením.

Pravý Cauchy-Greenův tenzor deformace

$$C_R = F^T * F \quad (14)$$

Levý Cauchy-Greenův tenzor deformace

$$C_R = F * F^T \quad (15)$$

Kvadráty poměrných protažení v hlavních směrech jsou hlavními souřadnicemi tenzoru  $\mathbf{C}$ .

$$C = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{bmatrix} \quad (16)$$

Invarianty Cauchy-Greenova tenzoru deformace

Vyjádření invariant Cauchy-Greenova tenzoru v hlavním souřadnicovém systému.

**První invariant:**

$$I_1 = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 \quad (17)$$

**Druhý invariant:**

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad (18)$$

**Třetí invariant vyjadřující změnu objemu:**

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = J^2 \quad (19)$$

## Energeticky konjugované tenzory

Za energeticky konjugované tenzory považujeme vzájemně si odpovídající tenzory napětí a přetvoření. Kombinací vzájemně přiřazených tenzorů napětí a přetvoření lze získat, a to i v případě velkých deformací a posuvů, energii napjatosti.[25]

### Dělení tenzorů

Každý tenzor lze rozdělit na kulovou (změna objemu) a deviátorovou (změna tvaru) část.

#### Kulová

Neboli změna objemu působící na energii napjatosti se nejčastěji popisuje třetím invariantem  $J$  (viz rovnice (11),(19)) a konstantou popisující objemovou změnu (objemový modul pružnosti)

#### Deviátorová

Popis vlivu tvarové změny se provádí nejčastěji za pomoci modifikovaných invariantů některého z tenzorů přetvoření.

### Cauchyho tenzor napětí

Cauchyho tenzor napětí neboli tenzor skutečného napětí je vztažen ke skutečné síle a k skutečné (deformované) geometrické konfiguraci podle vztahu:

$$\sigma_i = \frac{dF_i}{dX_j * dX_k} \quad (20)$$

### Druhý Piola-Kirchhoffův tenzor napětí

Při definici druhého Piola-Kirchhoffového tenzoru napětí se zavádí fiktivní elementární síla ( $dF_{0i}$ ) působící na nedeformovatelnou konfiguraci tělesa

$$S_i = \frac{dF_{0i}}{dX_j * dX_k} \quad (21)$$

Na rozdíl od prvního Piola-Kirchhoffového tenzoru napětí je tento tenzor symetrický a energeticky konjugovaný s Green-Lagrangeovým tenzorem přetvoření i pro velké deformace.[25]

## 2.3 Hyperelasticita

Pojem hyperelasticita zahrnuje materiálové vlastnosti cévních stěn, pryží, pěn a plastů, které podléhají velkým (konečným) vratným deformacím.

*“Materiál nazýváme hyperelastickým, pokud existuje elastická potenciální funkce  $W$  (měrná deformační energie), která je skalární funkcí některého z tenzorů přetvoření, resp. deformace a jejíž derivace podle některé složky přetvoření pak určuje odpovídající složku napětí”* citováno z [25].

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \quad (22)$$

$S_{ij}$ - Složky druhého Piola-Kirchhoffova tenzoru napětí viz rovnice(21)

$W$ - Funkce měrné energie napjatosti na jednotku nedeformovaného objemu.

$E_{ij}$ - Složky Green-Lagrangeova tenzoru přetvoření viz rovnice (7),(8).

## 2.4 Konstitutivní model

Vytváří matematický vztah mezi deformacemi a napětím. Cílem konstitutivní rovnice je popsat mechanické vlastnosti arteriální stěny na základě dat získaných během experimentu. Mezi takové experimenty řadíme biaxiální testy, díky kterým získáme důležité, avšak ne komplexní vlastnosti anizotropní měkké tkáně.[26]

Mnohé z konstitutivních modelů zahrnují parametry fyzikálně významných složek, jako jsou elastin a kolagen. Modely zahrnující fyzikálně významné parametry a jejich prostorovou orientaci jsou daleko lepší v předpovídání mechanických vlastností arteriální stěny mimo rozsah experimentálních dat. Takovéto předpovídání arteriálních vlastností je dost podstatné při spolehlivé numerické analýze namáhání stěn, kde se stav napětí výrazně liší od podmínek testu. Srovnání čtyř nejzvučnějších konstitutivních modelů lze nalézt v článku [27] popisující jejich schopnost predikovat arteriální vlastnosti mimo experimentální data.

### 3. Rešerše okrajových podmínek pro výpočet napětí v tepně

Vzhledem k mému zadání práce provedu rešerši s důrazem na okrajové podmínky týkající se interakce tepny s tělem, na konstitutivní rovnice a materiál modelu.

[ I ] ***Study of plaque vulnerability in coronary artery using Mooney–Rivlin model: a combination of finite element and experimental method.***

Alireza Karimi et.al (2014) [28]

#### Základní charakteristika článku:

Počet citací:	61
Okrajové podmínky:	Fixace distálních a proximálních konců. Zamezení axiálním posuvům obou tepenných stěn a jakékoliv rotace.
Materiál modelu:	Mooney-Rivlin
Typ tepny:	Koronární tepna
Konstitutivní rovnice:	$W = a_{10}(\bar{I}_1 - 3) + a_{01}(\bar{I}_2 - 3) + a_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + a_{11}(\bar{I}_1 - 3) \times (\bar{I}_2 - 3) + a_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2 + \frac{1}{d(J - 1)^2}, \quad (23)$

Cílem této studie byla charakteristika mechanických vlastností lidských koronárních tepen a zhodnocení zranitelnosti plátu na základě maximálního napětí za pomoci FE modelu. Mechanické vlastnosti tepny byly získané během uniaxiální tahové zkoušky 9 aterosklerotický a 14 zdravých tepen. Nasledně ze získaných hyperelastických konstatn byl sestaven FE model ke vyšetření zranitelnosti plátu při maximálním napětí.

Studie prokázala, že aterosklerotická koronární tepna má vyšší tuhost než zdravá tepna.

**[ II ]**                    ***In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk***

Marck F. Fillinger et.al (2002) [29]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 474

**Okrajové podmínky:** Fixace distálních a proximálních konců.

**Materiál modelu:** Hyperelastický nelineární izotropický materiál  
Raghavan and Vorp[30]

**Typ tepny:** Abdominální aorta

**Konstitutivní rovnice:** 
$$T_1 = [2\alpha + 4\beta(\lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} - 3)][\lambda_1^2 - \lambda_1^{-1}] \quad (24)$$

Cílem této studie bylo vyčíslit namáhání stěny aneuryzmatu břišní aorty během ruptury. Zjistit maximální napětí získané z vytvořeného FE modelu založeného na skenu tlaku a geometrie pacienta a porovnat jej se současnými ukazateli souvisejícími s rizikem prasknutí.

Tato studie prokázala, že špičkové napětí vypočtené in vivo u výdutě břišní aorty (AAA) v blízkosti doby prasknutí byla výrazně vyšší než maximální napětí pro volitelné opravy založené na klinických indexech (dle tloušťky...). Z čehož plyne, že napěťové namáhání pomocí počítačového modelování posoudí riziko porušení přesněji než dosavadní klinické hodnotící ukazatele určující včasnou dobu operace.

**[ III ]**                    ***A Comparative Study of Aortic Wall Stress Using Finite Element Analysis for Ruptured and Non-ruptured Abdominal Aortic Aneurysms***

A.K Venkatasubramaniam et.al (2004) [31]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 285

**Okrajové podmínky:** Zamezení podélnému posuvu u proximálního a distálního konce.

**Materiál modelu:** Hyperelastický, nelineární, izotropický, homogenní materiál.  
Raghavan and Vorp[30]

**Typ tepny:** Abdominální aorta;

**Konstitutivní rovnice** 
$$T_1 = [2\alpha + 4\beta(\lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} - 3)][\lambda_1^2 - \lambda_1^{-1}] \quad (25)$$

Cílem této studie bylo vypočítat a porovnat napěťové namáhání v prasknuté a neprasknuté AAA. 3D geometrie byla získána z CT snímku 27 pacientů (12 prasklých a 15 neporušených AAA).

Studie prokázala, že kritické napětí stěny vypočítané FE modelem může být lepším předpovědi ruptury než na základě dosavadní metody podle průměru AAA.

**[ IV ]                      *Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stresses of abdominal aortic aneurysm***  
Zhi-Young Li et.al (2008) [32]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 269

**Okrajové podmínky:** Proximální a distální konce jsou fixovány.

**Materiál modelu:** Hyperelastický, nelineární, izotropický, homogenní materiál.

**Typ tepny:** Abdominální aorta;

**Konstitutivní rovnice**  $W = C_1(I_B - 3) + C_2(I_B - 3)^2$  (26)

Hlavním cílem této studie bylo vyhodnotit vliv kalcifikace a intraluminálního trombu (ILT) na strukturní stabilitu AAA.

Tato studie prokázala, že přítomnost kalcifikace zvyšuje napěťové zatížení AAA což naznačuje, že kalcifikace snižuje biomechanickou stabilitu AAA. Naproti tomu ILT redukuje maximální napětí ve stěně AAA.

**[ V ]                      *Impact of Wall Thickness and Saccular Geometry on the Computational Wall Stress of Descending Thoracic Aortic Aneurysms***

Erik K. Shang et.al (2013)[33]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 14

**Okrajové podmínky:** Proximální a distální konce jsou translačně fixovány.

**Materiál modelu:** Hyperelastický, nelineární, izotropický, homogenní materiál.

**Typ tepny:** Hrudní aorta;

**Konstitutivní rovnice**  $W = C_1(I_B - 3) + C_2(I_B - 3)^2$  (27)



Tato studie se zaměřila na vliv nerovnoměrné tloušťky stěny, ILT a kalcifikace na maximální stěnové napětí v aneuryzmatu sestupní hrudní aorty.

Tato studie poskytuje důkaz o zvýšení maximálního stěnového napětí při uvažování lokální změny tloušťky stěny. K zvýšení maximálního stěnového napětí v aneuryzmatu hrudní aorty dochází při zařazení kalcifikace a proměnlivé tloušťce stěny a ILT.

**[ VI ]      *The influence of plaque composition on underlying arterial wall stress during stent expansion: The case for lesion-specific stents***

Ian pericevic et.al (2009)[34]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 147

**Okrajové podmínky:** Proximální a distální konce jsou fixovány.

**Materiál modelu:** Mooney-Rivlin-hyperelastický, izotropický, homogenní materiál.

**Typ tepny:** Koronární tepna

**Konstitutivní rovnice**  $W(I_1, I_2, I_3) = \sum_{p,q,r=0}^n C_{pqr} (I_1 - 3)^p (I_2 - 3)^q (I_3 - 3)^r$  (28)

Cílem této studie bylo stanovit vliv vlastností plátu a tlaků vzniklých při expanzi stentu na napětí v tepně.

V této studii bylo zjištěno, že typ plaku má významný vliv na napětí vyvolané uvnitř tepny během expanze stentu. Nejvyšší hodnota napětí byla zjištěna u buněčného plátu.

**[ VII ]      *Quantifying effects of plaque structure and material properties on stress distributions in human atherosclerotic plaques using 3D FSI models***

Dalin Tang et.al (2005) [35]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 117

**Okrajové podmínky:** Proximální a distální konce jsou axiálně fixovány.

**Materiál modelu:** Mooney-Rivlin-hyperelastický, izotropický, homogenní materiál.

**Typ tepny:** Koronární tepna

**Konstitutivní rovnice**  $W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) + D_1\{\exp[D_2(I_1 - 3)] - 1\}$ . (29)

Cílem této studie je na základě neinvazivní metody posuzování arteriálních plátu určit napěťo-deformační pozadí ruptury plátu.

Touto studií byl zjištěn účinek struktury aterosklerotického plátu, vlastnosti materiálu a pulzujícím tlakovým stavem na distribuci napětí a deformace v plátu. Na základě takových informací lze přesněji posoudit zranitelnost plátů.

**[ VIII ]      *Cardiovascular stent design and vessel stresses: a finite element analysis***

**C.Lally et.al (2005) [36]**

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 392

**Okrajové podmínky:** Zamezení pohybu distálního konce a zamezení posuvu v obvodovém směru 1 bodu stentu.

**Materiál modelu:** Mooney-Rivlin-hyperelastický, izotropický, homogenní materiál.

**Typ tepny:** Koronární tepna

**Konstitutivní rovnice**

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) + c_{20}(I_1 - 3)^2 + c_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + c_{02}(I_2 - 3)^2 \quad (30)$$

Cílem této studie je testování dvou různých konstrukcí stentu typu S7 a NIR, a jejich vliv na napjatost a deformaci v tepně.

Na základě analýzy metodou konečných prvků studie prokázala, že stent typ NIR umožňující větší průřez lumenu vykazuje vyšší napětí ve stěně, což může způsobit zranění stentované stěny.

**[ IX ]      *Finite element modelling of diseased carotid bifurcations generated from in vivo computerised tomographic angiography***  
**Arthur Creane et.al (2010)[37]**

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 29

**Okrajové podmínky:** Proximální a distální konce jsou fixovány.

**Materiál modelu:** Mooney-Rivlin-hyperelastický, izotropický, homogenní materiál.

**Typ tepny:** Bifurkace karotidy

**Konstitutivní rovnice**

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) + c_{20}(I_1 - 3)^2 + c_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + c_{02}(I_2 - 3)^2 \quad (31)$$

Cílem této studie je prozkoumat zranitelnost arteriální plátu a posoudit vliv individuální geometrie na rozložení napětí ve stěně a díky tomu lépe určit rupturu tepny. Konečno prvkový model bifurkace karotidy je automaticky získávána z tomografické angiografie.

Tato studie poskytuje rychlé posouzení možné ruptury aterosklerotických plátu za použití neinvazivního zobrazení a metody konečných prvků. Dále tato studie představuje nový index  $K_\delta$  reprezentující rozdíl zakřivení mezi luminálním povrchem a hranicí tepenného plátu, což může poskytnout indikátor zranitelnosti tlaku.

**[ X ]      *Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation***  
**A.Delfino et.al (1997) [38]**

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 407

**Okrajové podmínky:** Na rovině symetrie je omezený posuv v radiálním směru

**Materiál modelu:** Nelineární hyperelastický, izotropní, homogenní materiál

**Typ tepny:** Bifurkace karotidy

**Konstitutivní rovnice**

$$W = \frac{a}{b} \left[ \exp\left(\frac{b}{2}(I_1 - 3)\right) - 1 \right] \quad (32)$$

V této práci byl vytvořen trojrozměrný model konečných prvků bifurkace karotidy, aby bylo možno určit napěťové pole a posoudit modifikaci pole napětí při zohlednění zbytkového kmene.

Výsledky ukazují, že v modelu bifurkace karotidové arterie s reziduálním napětím je distribuce maximálního hlavního napětí podél vnitřní stěny a obvodového namáhání v celé stěně mnohem stejnoměrnější než u modelu bez reziduálního namáhání.

**[ XI ]      *A methodology to analyze changes in lipid core and calcification onto fibrous cap vulnerability: the human atherosclerotic carotid bifurcation as an illustratory example***

Dimitrios E. Kiousis et. Al (2009) [39]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 34

**Okrajové podmínky:** Fixace proximálního a distálního konce

**Materiál modelu:** Nelineární anizotropní materiál

**Typ tepny:** Bifurkace karotidy

**Konstitutivní rovnice:** 
$$\psi = \mu(I_1 - 3) + \frac{k_1}{k_2} (\exp\{k_2[(1 - \rho)(I_1 - 3)^2 + \rho(I_4 - 1)^2]\} - 1) \quad (33)$$

V této studii byla vytvořená kombinovaná zobrazovací a výpočetní metodika schopná analyzovat vliv změny lipidového jádra a kalcifikace na zranitelnost fibrózního krytu.

Metodika zahrnuje: Individuální trojrozměrný geometrický model pacienta skládající se ze 4 tkáňových složek, konstitutivní rovnici zahrnující anizotropii stěny a materiálové parametry získané z experimentu.

**[ XII ]      *A novel simulation strategy for stent insertion and deployment in curved coronary bifurcations: comparison of three drug-eluting stents***

Peter Mortier et.al (2010) [40]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 123

**Okrajové podmínky:** Fixace proximálního a distálního konce

**Materiál modelu:** Nelineární anizotropní materiál

**Typ tepny:** Koronární bifurkace

**Konstitutivní rovnice:** 
$$\bar{\Psi}_{\text{aniso}} = \frac{k_1}{2k_2} \sum_{i=4,6} \left( \exp \left[ k_2 \left\{ (1 - \rho)(\bar{I}_1 - 3)^2 + \rho(\bar{I}_i - 1)^2 \right\} \right] - 1 \right), \quad (34)$$

Cílem této studie je porovnat tři různé DES (drug-eluting stents ) druhé generace implementované do oblouku hlavní koronární bifurkace a poskytnout přehled změn mechanických vlastností stentované stěny. Při umístění stentu do stěny dochází k“ narovnání“ cévy a tím vzniká špička napětí na distálním konci.

V této studii byly nalezeny významné rozdíly v maximálním stěnovém napětí vyvolané jednotlivými stenty, a proto pro stent vyvolávající největší napětí byly vytvořeny dvě konstrukční modifikace snižující napětí ve stěně.

**[ XIII ]      *Mechanical stresses in carotid plaques using MRI-based fluid–structure interaction models***

Samuel A. Kock et.al (2008)[41]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 124

**Okrajové podmínky:** Fixace proximálního a distálního konce

**Materiál modelu:** Neo-Hookův hyperelastický materiál

**Typ tepny:** Bifurkace karotidy

**Konstitutivní rovnice**      
$$W = \frac{\mu}{2}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2 \quad (35)$$

Cílem této studie je zkoumat zranitelnost arteriální platu s ohledem na podélnou strukturu plátu a vzájemnou interakci s proudící krví.

V této studii je přestavena nová technika pro získání podélných 2D modelů interakce krve s arteriálním platem z MRI snímků. To umožňuje přesnější rozložení podélného napětí vzniklého od proudění krve, a tudíž přesnější předpovězení ruptury platu. Z výpočtu vyplývá, že maximální napětí vzniká okolo připojení fibrózního krytu k tepenné stěně.

**[ XIV ]      *A finite element analysis rupture index (FEARI) as an additional tool for abdominal aortic aneurysm rupture prediction***

Barry J. Doyle et.al (2009)[42]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 49

**Okrajové podmínky:** Axiální fixace proximálního a distálního konce

**Materiál modelu:** Raghavan and Vorp – hyperelasticky, izotropní materiál

**Typ tepny:** Abdominální aorta

**Konstitutivní rovnice:**      
$$W = C_1(I_B - 3) + C_2(I_B - 3)^2 \quad (36)$$

Cílem této studie je vytvořit dodatečný nástroj, který by na základě FE metody určil riziko ruptury AAA.

V této studii byl vytvořený nástroj FEARI ( Finite element analys rupture index) pro přesnější určení doby ruptury založený na metodě FE metody, geometrie získané z CT snímků deseti AAA (CT snímání proběhlo v den operace, určené na základě kritického průměru AAA) a materiálové konstanty získané z předchozích studií.

**[ XV ]      *Patient-specific simulations of stenting procedures in coronary bifurcations: two clinical cases***

Stefano Morlacchi et.al (2013)[43]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 57

**Okrajové podmínky:** Axiální fixace proximálního a distálního konce

**Materiál modelu:** Nelineární anizotropický materiál

**Typ tepny:** Koronární bifurkace

**Konstitutivní rovnice:** 
$$\psi = \mu(I_1 - 3) + \frac{k_1}{k_2} (\exp\{k_2[(1-\rho)(I_1 - 3)^2 + \rho(I_4 - 1)^2]\} - 1) \quad (37)$$

Cílem této práce je implementace modelu (specifického pro pacienta), který využívá rekonstrukce založené na obrazu koronárních bifurkací a je schopen replikovat skutečné stentové postupy klinického zavedení stentu.

Numerické výsledky ukazují biomechanický vliv stentu v koronární bifurkace během aplikace stentu. Zejména vliv překrytí dvou stentu na napětí vzniklé ve stěně. Výsledky ukazují, že rozumné snížení arteriální křehkosti nastává po implantaci stentu a překrývající se zařízení vedou ke zvýšení napětí jak tepny, tak stentů

**[ XVI ]      *Effect of calcification on the mechanical stability of plaque based on a three-dimensional carotid bifurcation model***

Kelvin KL Wong. Et.al (2012) [44]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 69

**Okrajové podmínky:** Axiální fixace proximálního a distálního konce

**Materiál modelu:** Hookův izotropický materiál

**Typ tepny:** Bifurkace karotidy

**Konstitutivní rovnice:**

Tato studie charakterizuje distribuci a složky struktury plaku pomocí trojrozměrného modelování krevních cév s cílem stanovit mechanické vlastnosti vlivem účinku lipidového jádra a kalcifikace v plaku.

Strukturní analýza pomocí trojrozměrného kalcifikovaného modelu představuje realističtější simulaci pozdního stádia aterosklerotického plaku. Dále studie demonstruje zvýšení obsahu vápníku, které je spojeno se snížením objemu lipidového jádra, může stabilizovat plátovou strukturu.

**[ XVII ]      *Carotid arterial plaque stress analysis using fluid–structure interactive simulation based on in-vivo magnetic resonance images of four patients***

Hao Gao et.al (2009) [45]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 56

**Okrajové podmínky:** Fixace distálního konce + 11% předpětí proximálního konce.

**Materiál modelu:** Mooney-Rivlin – nestlačitelný, nelineární a izotropický materiál

**Typ tepny:** Bifurkace karotidy

**Konstitutivní rovnice:** 
$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2 + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (38)$$

Tato studie použila multi-spektrální magnetickou rezonanci (MRI) pro rekonstrukci karotidového arteriálního plátu. Analýza napětí byla provedena na celkem čtyřech subjektech s různým zatížením plátu pomocí simulací interakce tekutin a struktura (FSI).

Podle analýzy napětí u čtyř subjektů bylo možné provést hodnocení rizik z hlediska mechanických faktorů, což může být užitečné v klinické praxi.

**[ XVIII ]      *Effects of varied lipid core volume and fibrous cap thickness on stress distribution in carotid arterial plaques***

Hao Gao et.al (2008) [44]

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 68

**Okrajové podmínky:** Proximální konce je fixová a distální konce jsou axiálně fixovány.

**Materiál modelu:** Mooney-Rivlin – nestlačitelný, nelineární a izotropický materiál

**Typ tepny:** Bifurkace karotidy

**Konstitutivní rovnice**

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2 + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (39)$$

Tato studie využívala jednosměrnou simulaci interakcí fluidní struktury k prozkoumání dopadu tloušťky fibrózního krytu a objemu lipidového jádra na hodnotu namáhání v tahu a rozložení napětí na fibrózním krytu.

Výsledky ukazují, že úroveň napětí na fibrózním krytu je mnohem citlivější na změny tloušťky vláknitého krytu než objemu lipidového jádra. Mírné snížení tloušťky čepičky může způsobit výrazné zvýšení napětí.

**[ XIX ]      *Carotid artery stenting simulation: from patient-specific images to finite element analysis***

**F. Aurcchio et.al (2011)[46]**

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 103

**Okrajové podmínky:** Axiální a radiální fixace proximálního a distálního konce.

**Materiál modelu:** Mooney-Rivlin – nestlačitelný, nelineární a izotropický materiál

**Typ tepny:** Bifurkace karotidy

**Konstitutivní rovnice**

$$W = a_{10}(I_1 - 3) + a_{01}(I_2 - 3) + a_{20}(I_1 - 3)^2 + a_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + a_{30}(I_1 - 3)^3. \quad (40)$$

V rámci této studie je použita analýza konečných prvků k vyhodnocení výkonu tří samo-expanzních konstrukcí s různými konfiguracemi a velikosti stentů specifické pro karotidovou bifurkaci pacienta.

**[ XX ]      *A finite element investigation on plaque vulnerability in realistic healthy and atherosclerotic human coronary arteries***

**Alireza Karimi et.al (2013) [47]**

**Základní charakteristika článku:**

**Počet citací:** 75

**Okrajové podmínky:** Fixace proximálního a distálního konce.

**Materiál modelu:** Neo-Hookův - homogenní, izotropický a nestlačitelný materiál

**Typ tepny:** Koronární tepna

**Konstitutivní rovnice:**

$$W = \frac{\mu}{2}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{d}(j - 1)^2, \quad (41)$$



Tato studie se zabývá zkoumáním zranitelnosti plátů na základě maximálního stresu plátů. Získané materiálové parametry získané z jednoosé tahové zkoušky 23 lidských vzorků byly vyhodnoceny pomocí metody konečných prvků.

Ukázalo se, že aterosklerotické lidské koronární arterie mají významně vyšší tuhost ve srovnání se zdravými. Nejvyšší hodnota napětí byla zjištěná na hypocelulárním plátu v důsledku toho je tato oblast nejnáchylnější k ruptuře

### 3.1 *Shrnutí rešerše*

Předmětem zkoumání rešerší, je nalézt aktuální trend uložení arterie, popřípadě materiál, z kterého vznikl vyšetřovaný model studie V rešerši je zastoupeno, jak izotropní, tak anizotropní chování materiálu, nápodobně je tomu se zastoupením lineární a nelineární odezvy materiálu. Mnohé studie používají pokročilé konstitutivní rovnice, zahrnující trojrozměrnou strukturu tepny, mechanickou odezvu jednotlivých složek, vlnitost a rozptyl základních arteriálních složek.

Avšak ani jedna studie neobsahuje detailnější interakci s okolím než pomocí fixní vazby na uřezaných koncích aorty. Mnohé studie se zabývají rizikem ruptury aneuryzmata abdominální aorty s uvážením vlivu geometrie, různorodosti arteriálních složek s jejich specifickými mechanickými vlastnostmi, ale pro zjednodušení zanedbávají vzájemnou interakci AAA s tělem. Pro doplnění této problematiky, tato práce bude hledat okrajovou podmínku v místě vzniku AAA tj. aortální část bifurkace abdominální aorty (BAA).

## 4. *Úvod do problematiky zadání*

Jak už bylo výše zmíněno v kapitole (1.4.3), arterie je v těle pružně ukotvena pomocí kolagenních vláken, jež plynule přecházejí z Adventitie do měkkého vaziva v těle. Důležité je poznamenat, že kolagen se svou pevností v tahu 1,1 GPa [20] má nezanedbatelný vliv při externím zatížení na napětí v tepně, které sledujeme s ohledem možného porušení stěny.

Hlavní částí této práce bude vytvořit novou okrajovou podmínku respektující pružný účinek kolagenních vláken na napětí v tepně (Pružná okrajová podmínka), viz kapitola (9). Následně vytvořit model reprezentující uložení vzešlého z rešerše, a to model s fixním uložením (Fixní okrajová podmínka), viz kapitola (8).

Cílem je pružnou okrajovou podmínku aplikovat v přechodové analýze, což překračuje rozsah bakalářského studia, a proto srovnání proběhne při statické analýze, kde se bude srovnávat napětí vzniklé konstantním tlakem a axiálním předpětím BAA.

## 5. Geometrie modelu

Jako reprezentující geometrie aorty je zadána bifurkace abdominální aorty. Jedná se o konečnou část břišní aorty, která se rozděluje na dvě kyčelní tepny. Pro vytvoření požadované geometrie byly použity hodnoty mužské bifurkace aorty vycházející z článku [48], u které byly upraveny délky kyčelních tepen, a to z důvodu snížení počtu elementů.

muž	Délka kyčelních tepen L		Vnější průměr kyčelních tepen D		Rádus Kyčelních tepen R		Úhel kyčelních tepen $\alpha$		Průměr břišní aorty [mm]
	R [mm]	L [mm]	R [mm]	L [mm]	R [mm]	L [mm]	R [°]	L [°]	
Průměr:	53	51	12	12	23	24	28	250	21

Tabulka 1. Rozměr mužské aortální bifurkace převzaté z [48].

muž	Vnitřní průměr kyčelních tepen d		Délka Abdominální části $L_A$	Vnitřní průměr abdominální části $d_A$ [mm]
	R [mm]	L [mm]		
Průměr:	9	9	40	17

Tabulka 2. Doplněné rozměry.

Na základě (Tabulka 1) a (Tabulka 2) byl sestrojen referenční model bifurkace abdominální aorty viz Figure 16).

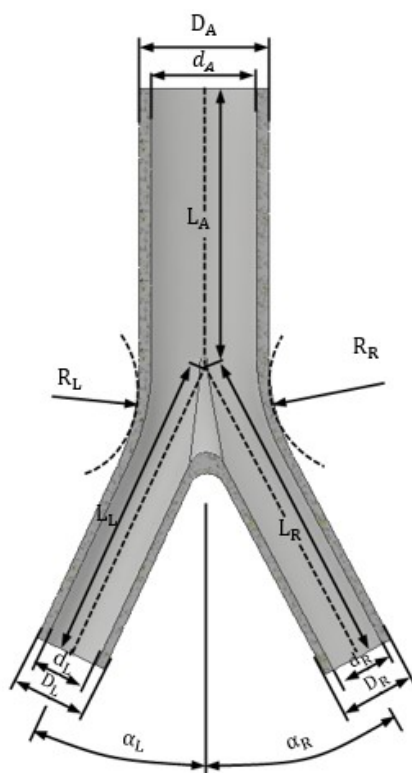
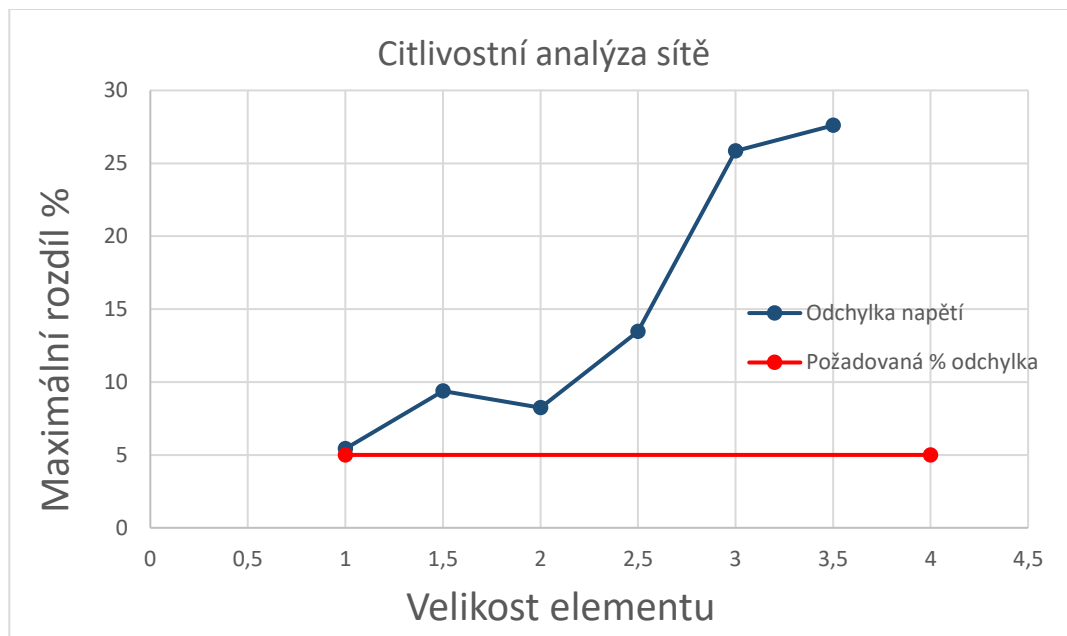


Figure 16. Referenční geometrie.

## 6. Síť modelu

V celém modelu je použit kvadratický čtyřboký element (solid 187) jehož velikost vzešla z citlivostní analýzy, kde byl v 5 bodech naměřen procentuální rozdíl napětí vyvolaný změnou velikosti sítě. Při zadání intervalu velikosti sítě bylo nutné dodržet vytvoření maximálně jednoho elementu po tloušťce stěny, viz Průběh procentuálního rozdílu napětí je znázorněn v (Graf 1).



Graf 1. Průběh rozdílu napětí závislého na velikosti elementu.

Z grafu je patrné, že nejvhodnější velikost elementu je 1 mm.

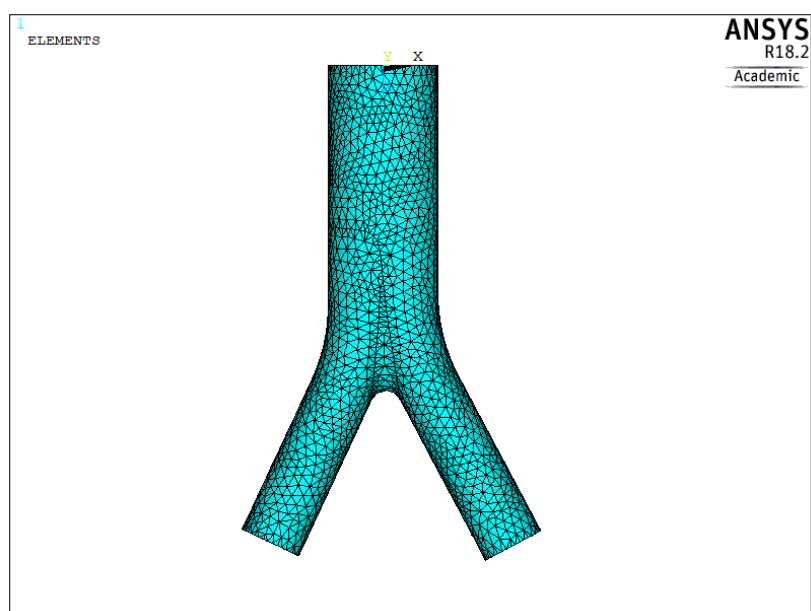


Figure 17. Síť modelu

## 7. Materiál modelu

Díky rešerši bylo zjištěno, že existuje mnoho konstitutivních modelů, jak jednoduchých, tak i složitějších, které popisují mechanickou odezvu arteriální stěny. Ty nejsložitější konstitutivní modely zahrnují strukturu a mechanické vlastnosti jednotlivých složek arteriální stěny.

Pro zjednodušení budu v této práci aortu považovat jako nestlačitelný izotropní, hyperelastický materiál, jehož biomechanické chování lze popsat Yeohovým modelem 3 řádu.

Yeohova rovnice představuje ideální elastické chování s nelineárním vztahem napětí a deformace odvozeným z funkce hustoty energie deformace, kterou lze zjednodušeně vyjádřit:

$$W = \sum_{i=1}^n C_i (I_1 - 3)^i \quad (42)$$

Kde  $[C_i]$  je materiálová konstanta získaná při tahové zkoušce a  $[I_1]$  je první invariant deviátoru Cauchy-Greenova tenzoru deformace.

Hodnoty použité v této práci (Tabulka 3) Tabulka 1 jsou získané z článku zabývající se definováním biomechanických parametrů zdravé lidské břišní aorty.

### Materiálové konstanty:

$C_1$ [MPa]	0,018
$C_2$ [MPa]	-0,0553
$C_3$ [MPa]	2,18

Tabulka 3. Materiálové konstanty převzaté z[49].

## 8. Model fixní okrajové podmínky

Tento model okrajové podmínky charakterizuje dosavadní přístup k uložení tepny v prostoru, viz kapitola (0).

Body na řezných rovinách kyčelních tepen jsou fixovány ve všech směrech a na body v aortální řezné rovině je na body aplikován posuv o hodnotě 10 % z celkové délky, simulující externí zatížení.

BAA je v těle zatěžována tlakem proudící krve, avšak pro zjednodušení výpočtu byl účinek proudící krve zanedbán a nahrazen konstantním tlakem 13 [kPa] působícím na vnitřní stěnu BAA.

## 9. Model pružné okrajové podmínky

Tento model okrajové podmínky nahrazuje skutečné uložení arterie v těle. Arterie v těle je uložena pomocí kolagenních vláken, která v tomto modelu představují prvky s mechanickými vlastnostmi charakterizujícími narovnané kolagenní vlákno, viz kapitola (9.2). Rozptyl kolagenních vláken zajišťuje geometrie, která rozmisťuje body okolo BAA, viz kapitola (9.1).

Podobně jako předchozí model okrajové podmínky byl účinek proudící krve zanedbán a stěna byla zatížena pouze konstantním tlakem krve 13 [kPa]. Pro simulaci externího zatížení bylo každému bodu vnější stěny je předepsán posuv o hodnotě 10 % jeho vzdálenosti od počátku. Tím vznikne shodné axiální předpětí s fixní okrajovou podmínkou.

### 9.1 Geometrie okrajové podmínky

Úkolem geometrie je rozmístění bodů okolo BAA, z kterých lze vytvořit linky propojující vytvořené body s arteriální stěnou. Vytvořené body okolo arterie simulují místo ukotvení kolagenního vlákna k okolní měkké tkáni.

Pro rozmístění bodů okolo BAA byla zvolena šroubovice, která je parametricky určena pomocí rovnice (43).

$$\begin{aligned}x &= r * \cos t \\y &= r * \sin t \\z &= b * t\end{aligned}\tag{43}$$

Kde [r] je poloměr šroubovice, [b] redukovaná výška šroubovice.

Vzhledem k větvení se geometrii je zapotřebí vytvořit tři šroubovice, které rovnoměrně rozmísťují body okolo BAA. (Figure 18).

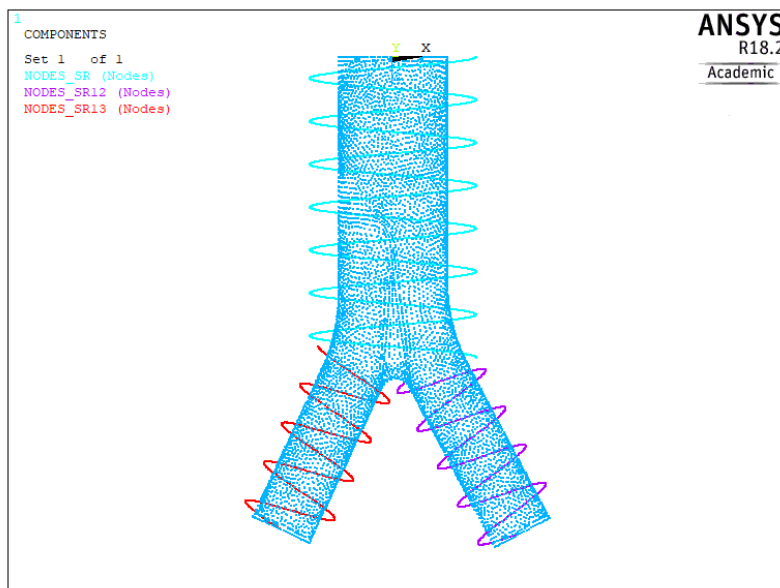


Figure 18. Geometrie tří šroubovic rozmísťující body okolo arterie.

Vzhledem k rozdílným rozměrům, a to především délky a poloměru jednotlivých šroubovic, je nutné zavést pár vztahů pro rovnoměrné rozmístění bodů okolo BAA.

Vztah určující počet bodů na hlavní šroubovici:

$$N_0 = \frac{N_c}{\frac{c_{12}}{c_0} + \frac{c_{13}}{c_0} + \frac{c_0}{c_0}} \quad (44)$$

Kde  $[N_0]$  je počet bodů na šroubovici 0,  $[N_c]$  je celkový počet bodů na šroubovicích,  $[c_0]$  celková délka úhlopříčky aortální šroubovice,  $[c_{12}]$  celková délka úhlopříčky pravé kyčelní šroubovice,  $[c_{13}]$  celková délka levé kyčelní šroubovice.

Vztah přepočítávající body z šroubovice 0 na kyčelní šroubovice 12

$$N_{12} = N_0 * \frac{c_{12}}{c_0} \quad (45)$$

Vztah zajišťující stejné stoupání kyčelních šroubovic závislých na stoupaní aortální šroubovice:

$$k_{12} = k_0 * \frac{v_{12}}{v_0} \quad (46)$$

Kde  $[k_{12}]$  je přepočítaný počet otáček kyčelní pravé šroubovice závislé na  $[k_0]$  zvoleném počtu otáček aortální šroubovice a  $[v_{12}]$ ,  $[v_0]$  poměru celkových výšek pravé kyčelní šroubovice a aortální šroubovice.

### 9.1.1 Definování šroubovice v APDL

Body na šroubovici jsou vytvořeny pomocí smyčky a poloha bodů je zapsána do parametrového pole typu FORTRAN. Vytváření bodu na šroubovici pomocí smyčky a zápis polohy bodu do parametrového pole typu FORTRAN.

```
*do,i,1,num_nodes_s,1
  N,i,r13*cos(i*((k13)/(num_nodes_s))),r13*sin(i*((k13)/(num_nodes_s))),b13*(i*((k13)/(num_nodes_s))),
  poloha_nodu_s13(i,1)=i
  poloha_nodu_s13(i,2)=r13*cos(i*((k13)/(num_nodes_s)))
  poloha_nodu_s13(i,3)=r13*sin(i*((k13)/(num_nodes_s)))
  poloha_nodu_s13(i,4)=b13*(i*((k13)/(num_nodes_s)))
*enddo
```

Figure 19. Zdrojový kód vytvářející body na šroubovici.

Kde v druhém řádku dochází k cyklickému vytváření bodu šroubovice a na 3-6 řádku probíhá zápis polohy bodu do předem definovaného parametrického pole.

[num\_nodes\_s]- počet bodů na levé kyčelní šroubovici (značeno (13) dle lokálního koordinačního systému vytvořeného pro levou kyčelní tepnu)

[k13] - počet otáček šroubovice (13)

[r13] - poloměr šroubovice

[b] - výška jedné otáčky šroubovice.



## 9.2 Prvek okrajové podmínky

Pro vytvoření spojnice mezi body vnější stěny tepny a šroubovice je využit element typu link 180 (dle definice ANSYS). Spojením bodů šroubovice vznikne s vnějšími body BAA vznikne hustá síť simulující kolagenní uložení arterie.

### 9.2.1 Definování kolagenního vlákna APDL

Z každého bodu na vnější straně arterie vychází čtyři kolagenní vlákna, která se spojí s nejbližšími čtyřmi body vytvořenými na šroubovici. Tento proces je definován pomocí zdrojového kódu viz (Figure 20)

```
*do,i,1,num_nodes_vn,1      ! Započne smyčku, která skončí po vybrání všech bodů z parametrového pole.
  e_no=poloha_nodu_vn(i,1)   ! Do proměnné e_no přiřadí číslo bodu z parametrového pole
  CMSEL,,ASSM_10,node        ! ASSM_10 je přiřazení všech bodů šroubovic do jedné componenty,
                             ! to zabrání spojení bodů aortální části s bodem na kyčelní šroubovici

  ! [n1] je bod na šroubovici, který je nejbližší k danému bodu na vnějším povrchu tepny (e_no)
  n1=node(poloha_nodu_vn(i,2),poloha_nodu_vn(i,3),poloha_nodu_vn(i,4))

  ! Odvybrání tohoto bodu z parametrového pole, aby nevniklo dvojité spojení s jedním bodem šroubovice
  NSEL,U,,,n1
  n2=node(poloha_nodu_vn(i,2),poloha_nodu_vn(i,3),poloha_nodu_vn(i,4))
  NSEL,U,,,n2
  n3=node(poloha_nodu_vn(i,2),poloha_nodu_vn(i,3),poloha_nodu_vn(i,4))
  NSEL,U,,,n3
  n4=node(poloha_nodu_vn(i,2),poloha_nodu_vn(i,3),poloha_nodu_vn(i,4))

  ALLSEL,ALL                ! Vybere všechny body

  E,e_no,n1                  ! a spojí vybraný bod vnější stěny s učeným bodem na šroubovici
  E,e_no,n2
  E,e_no,n3
  E,e_no,n4

*enddo
```

Figure 20. Zdrojový kód popisující vytvoření kolagenního vlákna.

## 9.3 Materiálový model pružné okrajové podmínky

Prvek charakterizující kolagenní vlákna (Link 180) v této práci považuji jako lineárně elastický materiál s tahovým modulem pružnosti 1,1 GPa vycházející z článku[20] .

Kolagen v narovnaném stavu představuje prvek s vysokým modulem pružnosti v tahu, ale má zanedbatelnou pevnost v tlaku. Proto bylo nutné nastavit vlastnosti linku, tak aby přenášel pouze tahové napětí a zanedbával tlaková napětí, viz (Figure 21).

```
SECCONTROL,0,1              ! Nastavení vlastnosti linku umožňující pouze tahová napětí (1)
```

Figure 21. Definování vlastností kolagenu.

Vazba okrajové podmínky k okolí

Pro zjednodušení výpočtu byly body šroubovic uvažovány jako dokonale vetknutími do měkké vazivové tkáně, čímž sice tvrdím, že měkká tkáň má nekonečnou tuhost, ale je to zanedbatelná chyba vzhledem ke zavedeným trendům v uložení arterii.

#### ***9.4 Citlivostní analýza hlavních parametrů uložení***

Vzhledem k neznalosti počtu a rozmístění kolagenních vláken, *in vivo* je zapotřebí měnit hodnoty určující stoupání šroubovic, počet bodu na šroubovicích, počet kolagenních vláken a plochu kolagenního vlákna, tak aby výsledná konfigurace těchto základních parametrů pružné okrajové podmínky, co nejlépe simulovala uložení arterie *in vivo*.

Tedy cílem citlivostní analýzy je vyhodnotit vliv stupňované změny jednoho parametru okrajové podmínky na změnu HMM napětí v každém bodě modelu.

Hranice nezávislosti jednotlivých parametrů na změnu napětí byla stanovena na 5%, což je konzervativní hodnota vzhledem k tomu, že pracuji s materiálem arterie, jehož hranice nejistoty přesahuje 50%.

Základní parametry vstupující do citlivostní analýzy

Na základě vstupní úvahy byly určeny parametry výrazně ovlivňující rozložení napětí v tepně.

Prvním parametrem citlivostní analýzy je počet otáček šroubovice, které při vysoké hodnotě vytvoří válcovou síť okolo BAA, což zajistí rovnoměrné rozložení bodů.

Druhým parametrem je celkový počet bodů na šroubovicích.

Třetím parametrem je počet kolagenních vláken připojených k jednomu bodu vnější arteriální stěny.

Čtvrtým parametrem vstupujícím do citlivostní analýzy je plocha jednoho kolagenního vlákna.

#### 9.4.1 Referenční model

Na základě prvotních analýz byl stanoven referenční model, viz Tabulka 4 určující výchozí stav každé ze 4 citlivostních analýz.

Konstantní hodnoty		Parametry citlivostní analýzy	
<b>Poloměr šroubovice 0</b> [mm]	16	Celkový počet bodů na šroubovicích	3000
<b>Poloměr šroubovice 12</b> [mm]	8		
<b>Poloměr šroubovice 13</b> [mm]	8	Plocha kolagenního vlákna [ $mm^2$ ]	0,0001
<b>Délka šroubovice 0</b> [mm]	58	Počet kolagenních vláken v jednom bodu	4
<b>Délka šroubovice 12</b> [mm]	35		
<b>Délka šroubovice 13</b> [mm]	36,5	Počet otáček šroubovice 0	7

Tabulka 4. Parametry referenčního modelu.

Přepočítání z celkového počtu bodů uvedeného v (Tabulka 4) na počet bodů jednotlivých šroubovic je dán vztahem (44) respektive (45). Přepočítání počtu otáček z šroubovice 0 na kyčelní šroubovice 12, 13 je dán vztahem (46).

#### 9.4.2 Vliv průřezu kolagenního vlákna na rozložení napětí v tepně

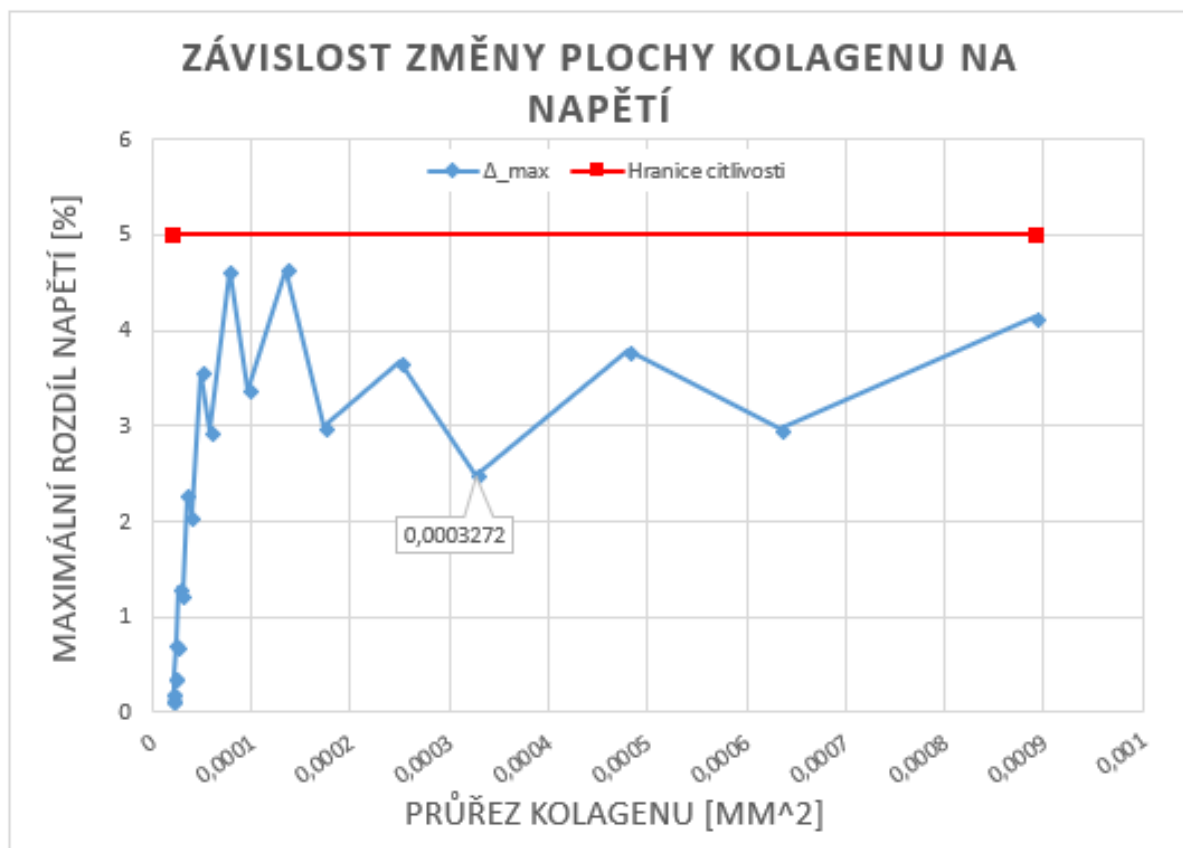
Tato citlivostní analýza zobrazuje změnu rozložení HMM napětí způsobenou změnou průřezu kolagenního vlákna. I když lze v člancích najít plochu kolagenního vlákna, kterým je arterie spojena s okolním tělem, nelze ji použít jako správnou hodnotu tohoto uložení, jelikož není znám přesný počet a rozmístění kolagenních vláken. Proto hodnota vyplývající z analýzy nemusí být shodná se skutečnou plochou kolagenu in vivo.

Graf citlivostní analýzy byl vyhotoven na základě měnících se hodnot napětí všech bodů modelu reagující na změně průřezu kolagenu. Soubor tvořící (Graf 2) zahrnuje 24 hodnot maximálních procentuálních změnu napětí všech bodů  $\Delta_{max}$ .

Dílčí procentuální změna napětí je dána vztahem:

$$\Delta = \left| 1 - \frac{\sigma_{i+1}}{\sigma_i} \right| \quad (47)$$

Kde  $[\Delta]$  je procentuální změna napětí od předešlé hodnoty,  $[\sigma_i]$  je dílčí hodnota HMM napětí v bodě,  $[i]$  zahrnuje počet změn průřezu kolagenu daným intervalem  $i \in \langle 0; 24 \rangle$ .



Graf 2. Závislost změny průřezu kolagenního vlákna na HMM napětí

Na základě (Graf 2) citlivostní analýzy lze vyvodit závěr, že zvýšení tuhosti uložení způsobené postupným zvýšením plochy kolagenního vlákna, v daném intervalu, má zanedbatelný vliv na napětí vzniklé touto změnou. Tento závěr lze také potvrdit na základě vizuálního porovnání rozložení HMM napětí v tepně, viz (Příloha A).

### 9.4.3 Vliv počtu bodu šroubovic na rozložení napětí v tepně

Druhým parametrem vstupujícím do citlivostní analýzy je postupně se měnící počet bodů na šroubovicích. Cílem této analýzy je určení citlivosti změny HMM napětí na měnícím se počtu bodu na šroubovicích.

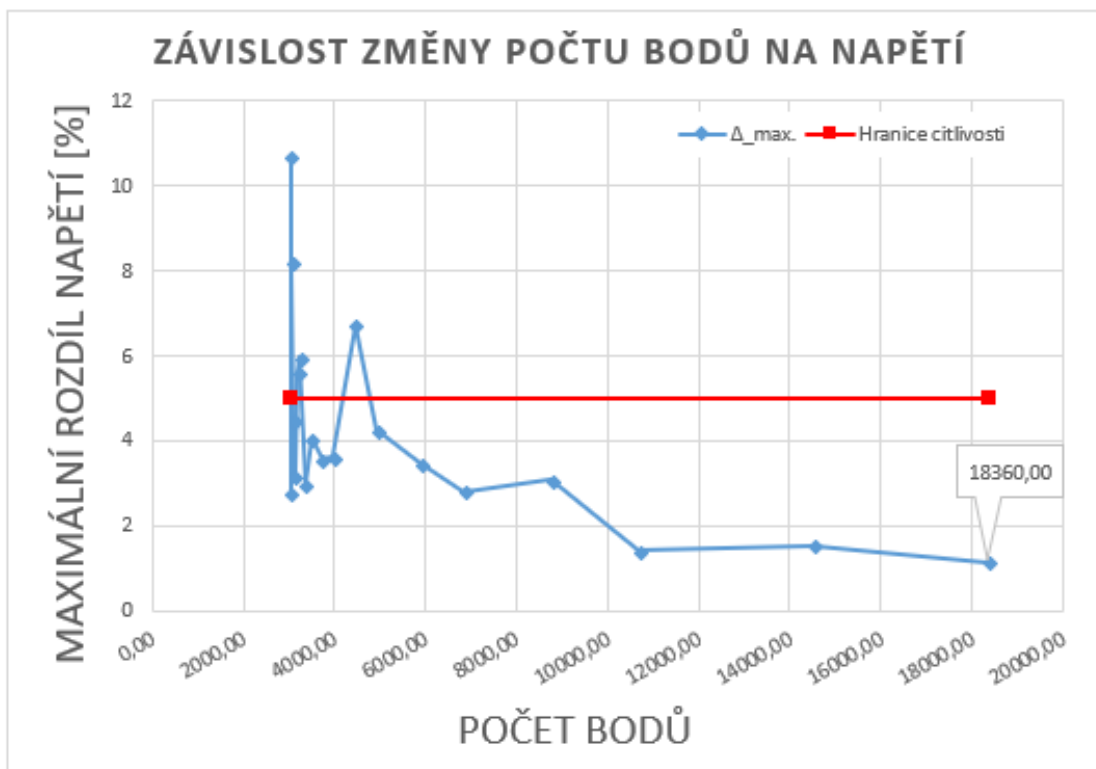
Tento parametr zajišťuje úhlový rozptyl kolagenních vláken, což v případě nízkého počtu bodu na šroubovici, představuje poměrně velký úhlový rozdíl mezi jednotlivými vlákny. Naopak příliš málo bodů na šroubovici způsobí násobnou tuhost bodu vnější stěny arterie v daném směru, jelikož poloha kolagenních vláken bude téměř totožná.

Výsledný graf citlivostní analýzy je vytvořen z 19 výpočtových modelu, u kterých je změna počtu bodů přičtena k bodům referenčního modelu. Změny počtu bodů přičítající se k referenčnímu modelu nabývají hodnot od 20 do 15360.

Do grafu vstupují maximální procentuální změny napětí všech bodů  $\Delta_{max}$  vyplývající z 19 výpočtových modelů.

Dílčí procentuální změna napětí je dána vztahem(47):

Kde  $[\Delta]$  je procentuální změna napětí od předešlé hodnoty,  $[\sigma_i]$  je dílčí hodnota HMM napětí v bodě,  $[i]$  zahrnuje počet změn počtů bodu na šroubovici dané intervalem  $i \in <0;19>$ .



Graf 3. Závislost změny počtu bodů šroubovic na HMM napětí.

Jak vyplývá z (Graf 3) závislost změny napětí na změně počtu bodů šroubovice pozvolna klesá. Na základě průběhu křivky[  $\Delta_{max}$  ] lze tvrdit, že v intervalu od 4920 do 18360 je změna napětí nezávislá na změně počtu bodů. Také lze tvrdit, že parametr počtu bodů na šroubovici je v tomto intervalu nezávislý na ostatních parametrech.

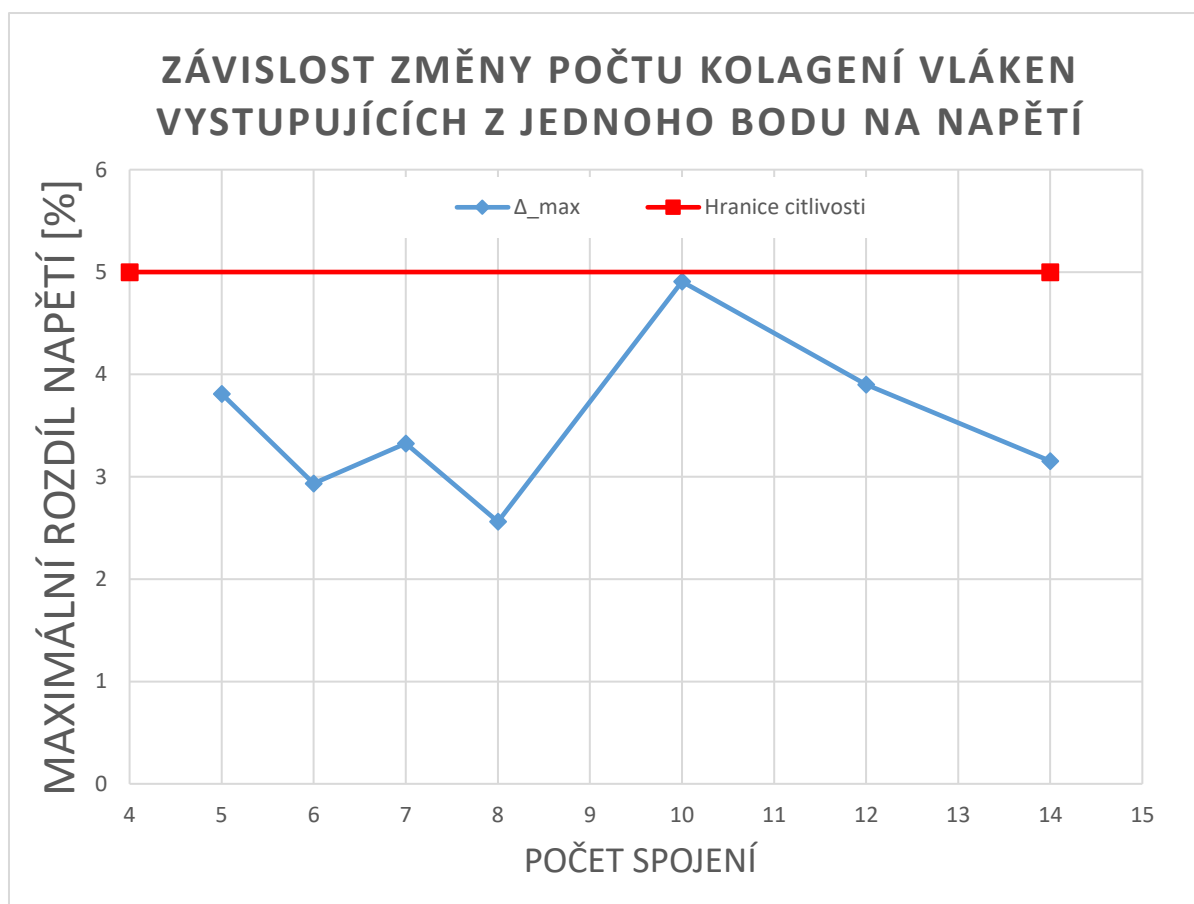
#### *9.4.1 Vliv počtu kolagenních vláken vycházející z jednoho bodu na rozložení napětí v tepně*

Třetím parametrem vstupujícím do citlivostní analýzy je počet vláken vystupujících z jednoho bodu vnější arteriální stěny a spojující se s body na šroubovici. Tento parametr výrazně zlepšuje prostorové ukotvení bodu. Vzhledem k okamžité ztrátě stability při tlakovém namáhání kolagenního vlákna, je potřeba vlákna vystupující z bodu rozmístit tak, aby při ztrátě stability jednoho byly ostatní namáhány tahově. Takové prostorové ukotvení by zajistilo stabilní ukotvení bodu v prostoru.

Tedy cílem této citlivostní analýzy bylo určit citlivost změny napětí na změně počtu kolagenních vláken vycházejících z jednoho bodu vnější arteriální stěny. Do citlivostní analýzy vstupuje 7 výpočtových modelů, jejichž proměnné hodnoty náleží intervalu <4;14>. Graf je sestaven z maximální procentuální změny napětí všech bodů[  $\Delta_{max}$  ] vycházející ze sedmi výpočtových modelů.

Dílčí procentuální změna napětí je dána vztahem(47):

Kde  $[\Delta]$  je procentuální změna napětí od předešlé hodnoty,  $[\sigma_i]$  je dílčí hodnota HMM napětí v bodě,  $[i]$  zahrnuje počet změn počtu kolagenních vláken vycházejících z jednoho bodu dané intervalem  $i \in <0;7>$ .



Graf 4. Závislost změny počtu kolagení vláken vystupujících z jednoho bodu na napětí

Z (Graf 4) je patrné, že hodnoty  $\Delta_{max}$  sedmi výpočtových modelů nepřesáhnou hranici stanovené citlivosti. Na základě takového zjištění lze předpokládat, že tento parametr není závislý na ostatních parametrech, popřípadě změnami tohoto parametru, v tomto intervalu nevnikne relevantní změna napětí ve stěně.

#### 9.4.2 Vliv počtu otáček šroubovice na rozložení napětí v tepně

Jako poslední parametr vstupující do citlivostní analýzy je počet otáček šroubovice na délce arterie. Tento parametr zajišťuje rovnoměrné rozmístění kotvících bodů okolo BAA. Při vysokých hodnotách otáček a dostatku bodu na šroubovici dojde k vytvoření souvislého rozmístění bodů okolo arterie, což vytvoří „válcovou stěnu“ vymezenou body šroubovice. Na základě takové informace lze předpokládat jistá závislost mezi počtem otáček a počtem bodů na šroubovici ještě před vyhodnocením citlivostní analýzy.

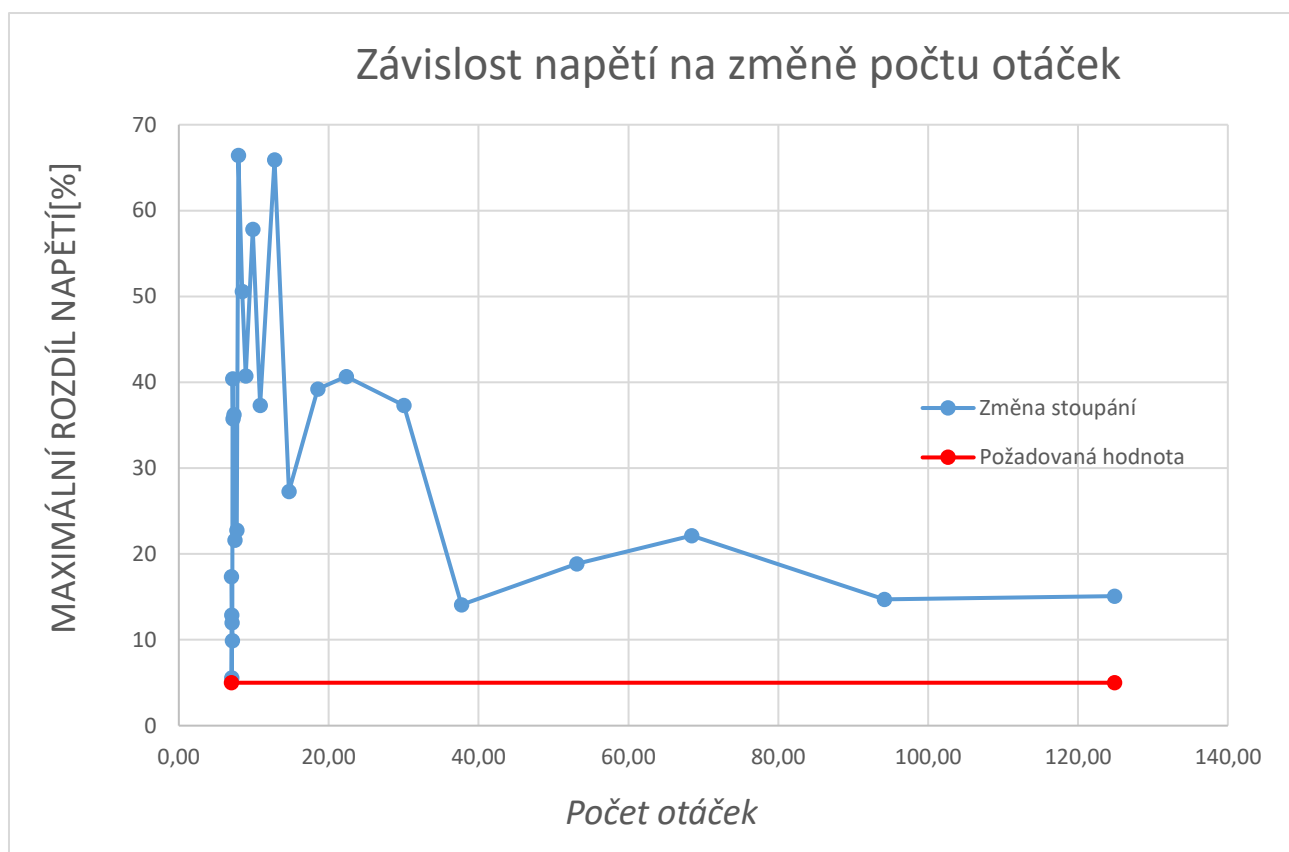
Tato závislost byla uvážena při volení hodnot referenčního modelu, kdy bylo podstatné vytvořit dostatek bodů umístěných na šroubovici. V případě nízkého počtu bodů a vysokého počtu otáček nastává situace, kdy kolagenní vlákno prochází skrz arterii ve snaze najít si nejbližší bod, díky čemuž vznikaly osamělé extrémní nárůsty napětí.

Cílem citlivostní analýzy bylo zjistit závislost změny počtu otáček šroubovic na změnu HMM napětí v arterii. Data vstupující do citlivostní analýzy byly získány z 25 výpočtových modelů, kde hodnota měnícího se počtu otáček nabývala hodnot v rozmezí 7 až 124,88 otáček. Graf je tvořen z  $[A_{max}]$  a vychází z 25 výpočtových modelů.

Dílčí procentuální změna napětí je dána vztahem(47):

Kde  $[\Delta]$  je procentuální změna napětí od předešlé hodnoty,  $[\sigma_i]$  je dílčí hodnota HMM napětí v bodě,  $[i]$  zahrnuje počet změn počtů otáček aortální šroubovice dané intervalem  $i \in \langle 0;25 \rangle$ .





Graf 5. Závislost napětí na počtu otáček

Hodnota určující osu [X] náleží počtu otáček hlavní aortální šroubovici (šroubovice 0). Přepočet otáček aortální šroubovice na otáčky šroubovic kyčelních tepen [ $k_{12}$ ,  $k_{13}$ ] je dán vztahem (46).

Jak je patrné z (Graf 5) žádná hodnota [ $\Delta_{max}$ ] neklesla pod stanovenou hranici citlivosti, což znamená, že změna hodnoty tohoto parametru je doprovázená nezanedbatelnou změnou napětí ve stěně. Na základě této informace lze tvrdit, že parametr zahrnující počet otáček je silně závislý na předchozích parametrech. Pro potvrzení předchozího poznatku bylo potřeba zjistit příčinu takovýchto změn napětí při změně počtu otáček šroubovic. Především byl zkoumán vznik poklesu napětí mezi 24 a 25 výpočtovým modelem neboli mezi 68 a 94 otáčkou.

První z možných postupů při řešení tohoto problému je vizuální porovnávání změn napěťového pole referenčního modelu (A) s 24 (b) a 25(c) výpočtovým modelem, viz (Příloha ). Během druhého postupu je třeba nalézt kritické body a zjistit původ jejich skokové změny napětí.

Pomocí prvního postupu bylo možné lokalizovat snížení napětí na vnitřním poloměru a pomocí druhého postupu bylo možné určit příčinu těchto změn.

Z druhého postupu vyplývá rozdílnost v délce a orientaci kolagenního vlákna kotvícího body se skokovou změnou napětí. Tato změna je spojena s nedostatečným počtem bodů na šroubovicích.

Na základě tohoto zjištění bude sestaven nový referenční model, na kterém bude znovu aplikována citlivostní analýza vlivu změny počtu otáček šroubovice na změnu napětí.

Nový referenční model

Nový referenční model zahrnuje nejnižší dosažené hodnoty prvních 3 parametru získané během citlivostní analýzy.

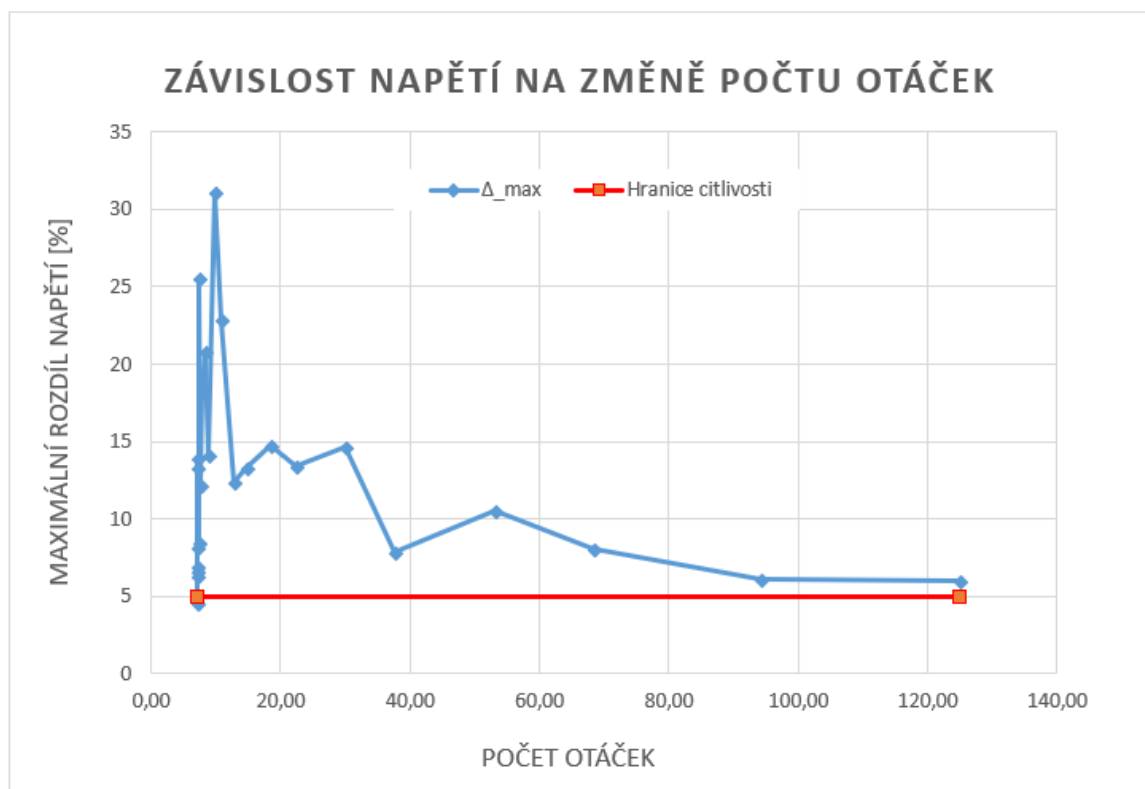
Konstantní hodnoty		Parametry citlivostní analýzy	
<b>Poloměr šroubovice 0</b> [mm]	16	Celkový počet bodů na šroubovicích	18360
<b>Poloměr šroubovice 12</b> [mm]	8		
<b>Poloměr šroubovice 13</b> [mm]	8	Plocha kolagenního vlákna [ $mm^2$ ]	0,0003272
<b>Délka šroubovice 0</b> [mm]	58	Počet kolagenních vláken v jednom bodu	7
<b>Délka šroubovice 12</b> [mm]	35		
<b>Délka šroubovice 13</b> [mm]	36,5	Počet otáček šroubovice 0	7

Tabulka 5. Hodnoty nového referenčního modelu.

#### 9.4.3 Vliv počtu otáček šroubovice na rozložení napětí v tepně II

Díky novému referenčnímu modelu sestaveného z nejméně závislých hodnot je cílem této citlivostní analýzy určit minimální [ $\Delta_{max}$ ], která se následně axiálně předepe a porovná s fixní okrajovou podmínkou

Tato citlivostní analýza bude mít shodné změny hodnot otáček šroubovic jako v kapitole (9.4.2)



Graf 6. Závislost napětí na počtu otáček.

Po změně referenčního modelu dochází k ustálenému klesání hodnoty  $[\Delta_{max}]$ , což potvrzuje předchozí teorii o závislosti tohoto parametru na 3 prvotních parametrech. Tato okrajová podmínka je vytvořená s hodnotou nejistoty okolo 7 %.

## 10. Výsledky porovnání

Porovnání proběhlo mezi dvěma typy uložení aorty. První typ reprezentuje konzervativní přístup uložení, který převládá ve vypracované rešerši, tj. fixní uložení (I).

Druhý typ reprezentuje inovativní způsob uložení, tj. pružné uložení (II) simulující skutečné uložení tepny v těle pomocí kolagenních vláken.

Oba modely byly zatíženy 10 % axiálním předpětím a konstantním tlakem působícím na vnitřní stěnu tepny o velikosti 13 [kPa].

### 10.1 Porovnání vlivu uložení na rozložení HMM napětí v bifurkaci břišní aorty.

Pružná okrajová(II) podmínka aplikovaná na každý bod vnější stěny vede k podstatně jinému rozložení napětí než fixní okrajová podmínka (I). Vzhledem k tomu, že pružná okrajová podmínka reálněji simuluje skutečnou interakci tepny s tělem považují tuto okrajovou podmínku jako adekvátnější pro získaného reálnějšího rozložení napětí, což je velice podstatné při zjištění zranitelnosti tepny.

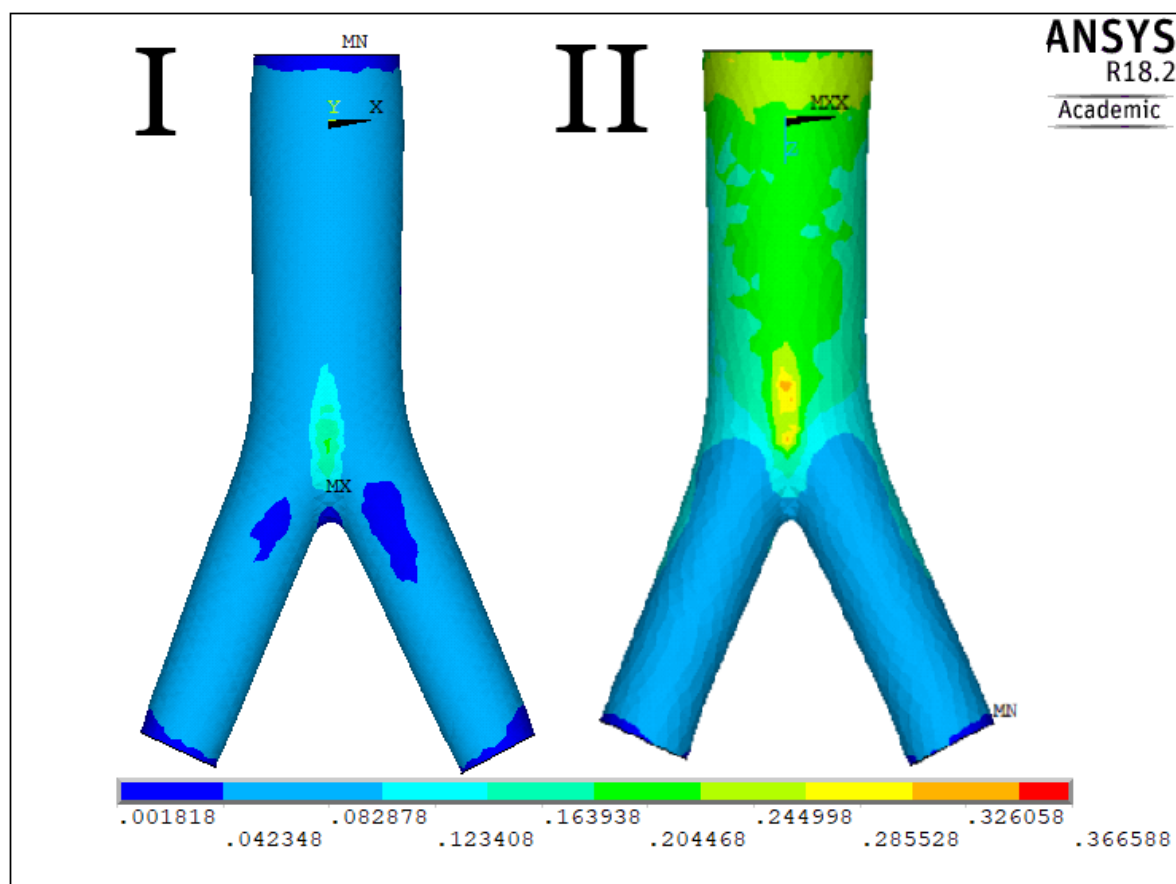


Figure 22. Vizualní porovnání napěťového pole dvou odlišných okrajových podmínek. (I) Fixní uložení, (II) Pružné uložení.

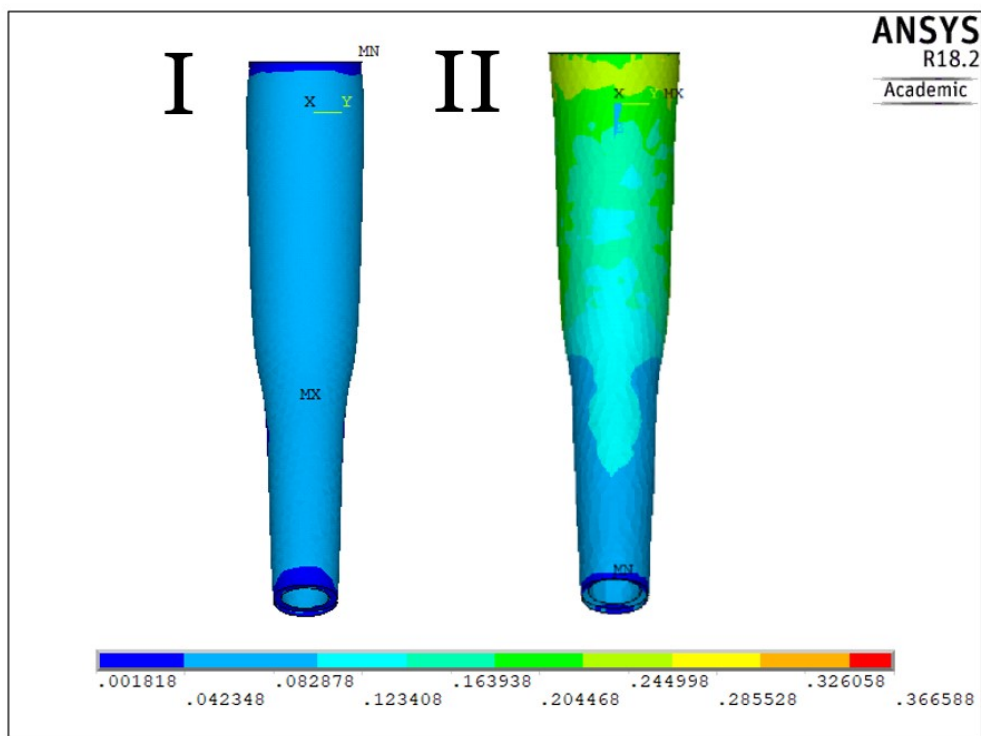


Figure 23. Vizuální porovnání změny napětového pole v závislosti na typu uložení (I) Fixní uložení, (II) Pružné uložení.

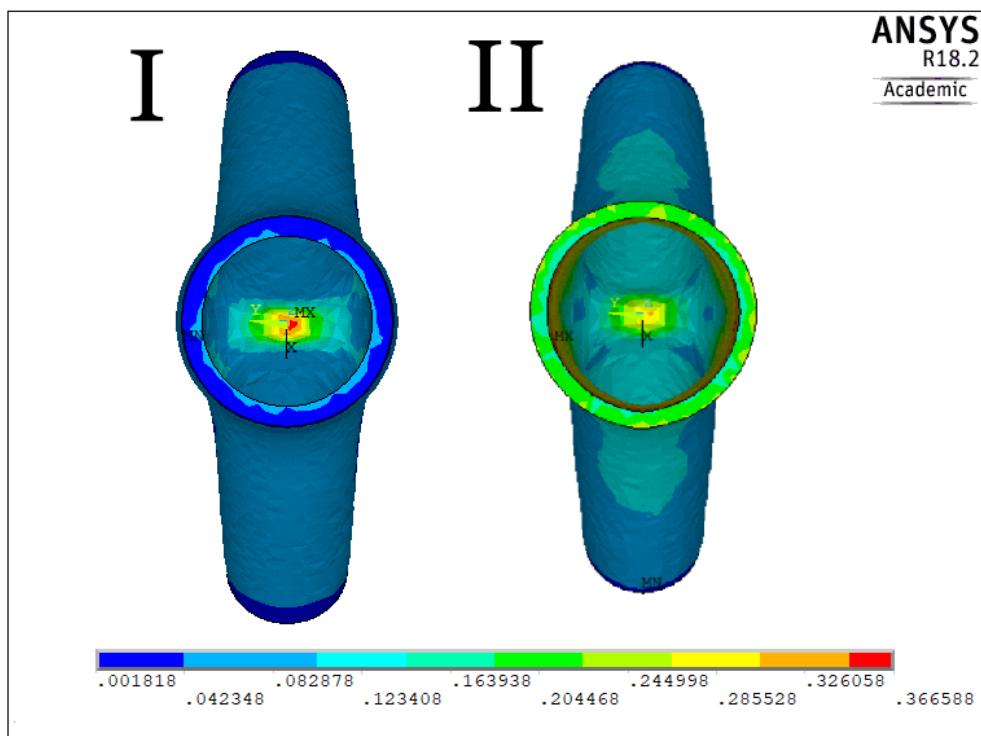


Figure 24. Změna napětového pole závislá na změně typu uložení. (I) Fixní uložení, (II) Pružné uložení.

## 11. Omezení výpočtového modelu

Tato kapitola ukazuje možnosti pro zlepšení a v určitých případech predikuje možné pokračování této práce.

Vlivem rozsáhlosti této problematiky přesahující rozsah bakalářské práce bylo nutné přistoupit na mnohá zjednodušení, díky kterým bylo možné provést zjednodušený výpočet a dojít tak k výsledkům.

Prvním přijatým omezením byla idealizace geometrie převzatá z [48] kde došlo ke zkrácení kyčelních tepen za účelem snížení počtů elementů, a tudíž snížení výpočtové náročnosti. Druhé omezení je způsobeno předpokladem, že materiál modelu je izotropický a složen pouze z jedné vrstvy, viz [47]. Třetí omezení modelu vzniká neakceptováním reziduálního napětí ve stěně, čímž dochází ke gradientu napětí ve stěně.

Omezení přesahující rámec bakalářského studia:

Především tyto omezení predikují budoucí směr rozvoje této práce. Prvním omezením je jednoparametrová citlivostní analýza místo multi-parametrické analýze, kde by se měnili hodnoty nezávisle na sobě. Dalším omezením je simulování extérního vlivu, a to zavedením statického předpětí. Cílem takovéto okrajové podmínky je aplikace na přechodových dějích, které reálně simulují externí zatížení vzniklé při strážce aut.

## 12. Závěr

Prvním bodem zadání bylo zpracovat rozsáhlé studie odborných článků, z nichž bylo potřeba zjistit dnešní přístup k uložení tepen. Na základě vypracované rešerše byly zjištěny dva základní typy uložení, a to typem uložení pomocí vetknutí proximálního a distálního konce. Druhým typem uložení je axiální fixace obou vyjmutých konců.

Avšak žádná z prostudovaných studií nezahrnuje skutečné uložení arterie v těle.

Na základě výše uvedené informace bylo hlavním cílem této práce vytvořit inovativní okrajovou podmínku, která by simulovala skutečné uložení arterie v těle.

Okrajová podmínka byla vytvořena pomocí tří šroubovic rozmísťujících rovnoměrně body okolo bifurkace abdominální aorty. A pomocí definovaného algoritmu byla následně mezi těmito body vytvořena síť kolagenních vláken.

Takto definovaná okrajová podmínka má čtyři základní parametry: počet otáček šroubovic, počet bodů na šroubovicích, plocha kolagenu a počet kolagenních vláken vystupujících z jednoho bodu vnější arteriální stěny.

Na základě jednoparametrové citlivostní analýzy byla určena závislost změny napětí na měnících se hodnotách parametrů. Výsledek citlivostní analýzy parametrů ukazuje nízkou závislost prvních třech parametrů (počet bodů, počet kolagenních spojení a průřez kolagenu) na měnícím se HMM napětí. Také však ukazuje vysokou závislost počtu otáček na ostatních parametrech. Tato závislost lze prokázat, tak že na základě nejnižších hodnot předchozích třech parametrů bude vytvořen nový referenční model, u kterého bude provedena nová citlivostní analýza se stejnou hodnotou změn stoupání. Výsledný (Graf 6), jehož závislost pozvolna klesá až k hodnotě 8 %, je potvrzením předešlé predikce.

Konečná konfigurace parametru je získána z výpočtového modelu s nejmenší závislosti získanou z poslední citlivostní analýzy.

Takto vytvořený model má hranici nejistoty okolo 8 %, což v porovnání s nejistotou materiálu přesahující 50 % je přijatelná hodnota.

Výsledný model byl zatížen 10 % axiálním předpětím a porovnán s konzervativně uloženým modelem, který byl také 10 % axiálně předpjat.

Výsledek tohoto porovnání nám ukazuje výraznou změnu rozložení HMM napětí mezi jednotlivými modely. Vzhledem k tomu, inovativní okrajová podmínka reálněji simuluje skutečnou interakci tepny s tělem. Tuto okrajovou podmínku považuji jako adekvátnější pro získání reálnějšího rozložení napětí, což je velice podstatné při zjištění zranitelnosti tepny.

## 13. Zdroje

- [1] I. Dylevský, R. Druga, and O. Mrázková, *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing, 2000.
- [2] "Srdce | echia.blog.cz." [Online]. Available: <http://echia.blog.cz/1206/srdce>. [Accessed: 06-May-2018].
- [3] R. Čihák, R. Druga, and M. Grim, *Anatomie 3. Druhé, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2004.
- [4] T. C. Gasser, "Chapter 8 – Aorta," in *Biomechanics of Living Organs*, 2017, pp. 169–191.
- [5] A. Tsamis, J. T. Krawiec, and D. A. Vorp, "Elastin and collagen fibre microstructure of the human aorta in ageing and disease: a review," *J. R. Soc. Interface*, vol. 10, no. 83, pp. 20121004–20121004, 2013.
- [6] "aorta.gif (493x473)." [Online]. Available: <http://www.surgery.usc.edu/cvti/graphics/aorta.gif>. [Accessed: 07-May-2018].
- [7] M. F. O'Rourke and J. Hashimoto, "Mechanical Factors in Arterial Aging. A Clinical Perspective," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 50, no. 1, pp. 1–13, 2007.
- [8] G. a Holzapfel *et al.*, "Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling," *Hear. Circ. Physiol.*, vol. 289, no. 5, pp. 2048–2058, 2005.
- [9] G. A. Holzapfel, G. Sommer, M. Auer, P. Regitnig, and R. W. Ogden, "Layer-specific 3D residual deformations of human aortas with non-atherosclerotic intimal thickening," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 4, pp. 530–545, 2007.
- [10] G. A. Holzapfel, T. C. Gasser, and R. W. Ogden, "A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models," *J. Elast.*, vol. 61, no. 1–3, pp. 1–48, 2000.
- [11] M. K. O'Connell *et al.*, "The three-dimensional micro- and nanostructure of the aortic medial lamellar unit measured using 3D confocal and electron microscopy imaging," *Matrix Biol.*, vol. 27, no. 3, pp. 171–181, 2008.
- [12] T. C. Gasser, R. W. Ogden, and G. A. Holzapfel, "Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations," *J. R. Soc. Interface*, vol. 3, no. 6, pp. 15–35, 2006.



- [13] P. Fratzl, *Collagen: Structure and mechanics*, no. January. 2008.
- [14] K. P. Dingemans, P. Teeling, J. H. Lagendijk, and A. E. Becker, "Extracellular matrix of the human aortic media: an ultrastructural histochemical and immunohistochemical study of the adult aortic media.," *Anat. Rec.*, vol. 258, no. 1, pp. 1–14, 2000.
- [15] N. Gundiah, M. B Ratcliffe, and L. A Pruitt, "Determination of strain energy function for arterial elastin: Experiments using histology and mechanical tests," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 3, pp. 586–594, 2007.
- [16] N. Gundiah, M. B. Ratcliffe, and L. A. Pruitt, "The biomechanics of arterial elastin," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 2, no. 3, pp. 288–296, 2009.
- [17] J. Gosline, M. Lillie, E. Carrington, P. Guerette, C. Ortlepp, and K. Savage, "Elastic proteins: biological roles and mechanical properties," *Philos. Trans. R. Soc. B Biol. Sci.*, vol. 357, no. 1418, pp. 121–132, 2002.
- [18] V. R. Sherman, W. Yang, and M. A. Meyers, "The materials science of collagen," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 52, pp. 22–50, 2015.
- [19] M. J. Buehler, "Atomistic and continuum modeling of mechanical properties of collagen: Elasticity, fracture, and self-assembly," *J. Mater. Res.*, vol. 21, no. 8, pp. 1947–1961, 2006.
- [20] E. Gentleman, A. N. Lay, D. A. Dickerson, E. A. Nauman, G. A. Livesay, and K. C. Dee, "Mechanical characterization of collagen fibers and scaffolds for tissue engineering," *Biomaterials*, vol. 24, no. 21, pp. 3805–3813, 2003.
- [21] C. R. Carlisle, C. Coulais, and M. Guthold, "The mechanical stress-strain properties of single electrospun collagen type I nanofibers," *Acta Biomater.*, vol. 6, no. 8, pp. 2997–3003, 2010.
- [22] D. Tremblay, R. Cartier, R. Mongrain, and R. L. Leask, "Regional dependency of the vascular smooth muscle cell contribution to the mechanical properties of the pig ascending aortic tissue," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 12, pp. 2448–2451, 2010.
- [23] T. E. Carew, R. N. Vaishnav, and D. J. Patel, "Compressibility of the Arterial Wall," *Circ. Res.*, vol. 23, pp. 61–68.
- [24] W. W. Nichols, *McDonald's Blood Flow in Arteries McDonald's Blood Flow in Arteries Theoretical, Experimental and Clinical Principles Sixth edition.* .
- [25] M. Brdlička, *Mechanika kontinua*. Academia, 2011.
- [26] G. A. Holzapfel and R. W. Ogden, "Constitutive modelling of arteries," *Proc. R. Soc. A*

- Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 466, no. 2118, pp. 1551–1597, 2010.
- [27] F. Schroeder, S. Polzer, M. Slažanský, V. Man, and P. Skácel, “Predictive capabilities of various constitutive models for arterial tissue,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 78, no. November 2017, pp. 369–380, 2018.
  - [28] A. Karimi, M. Navidbakhsh, A. Shojaei, K. Hassani, and S. Faghihi, “Study of Plaque Vulnerability in Coronary Artery Using Mooney–Rivlin Model: a Combination of Finite Element and Experimental Method,” *Biomed. Eng. Appl. Basis Commun.*, vol. 26, no. 1, p. 1450013, 2014.
  - [29] M. F. Fillinger, M. L. Raghavan, S. P. Marra, J. L. Cronenwett, and F. E. Kennedy, “In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk,” *J. Vasc. Surg.*, vol. 36, no. 3, pp. 589–597, 2002.
  - [30] M. L. Raghavan and D. A. Vorp, “Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability,” *J. Biomech.* no. 4, pp. 475–482, 2000, vol. 33, 2000.
  - [31] A. K. Venkatasubramaniam *et al.*, “A comparative study of aortic wall stress using finite element analysis for ruptured and non-ruptured abdominal aortic aneurysms,” *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 28, no. 2, pp. 168–176, 2004.
  - [32] Z. Y. Li, J. U-King-Im, T. Y. Tang, E. Soh, T. C. See, and J. H. Gillard, “Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stresses of abdominal aortic aneurysm,” *J. Vasc. Surg.*, vol. 47, no. 5, pp. 928–935, 2008.
  - [33] E. K. Shang *et al.*, “Impact of wall thickness and saccular geometry on the computational wall stress of descending thoracic aortic aneurysms,” *Circulation*, vol. 128, no. SUPPL.1, pp. 157–163, 2013.
  - [34] I. Pericevic, C. Lally, D. Toner, and D. J. Kelly, “The influence of plaque composition on underlying arterial wall stress during stent expansion: The case for lesion-specific stents,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 4, pp. 428–433, 2009.
  - [35] D. Tang *et al.*, “Quantifying effects of plaque structure and material properties on stress distributions in human atherosclerotic plaques using 3D FSI models,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 127, no. 7, pp. 1185–94, Dec. 2005.
  - [36] C. Lally, F. Dolan, and P. J. Prendergast, “Cardiovascular stent design and vessel stresses: A finite element analysis,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 8, pp. 1574–1581, 2005.

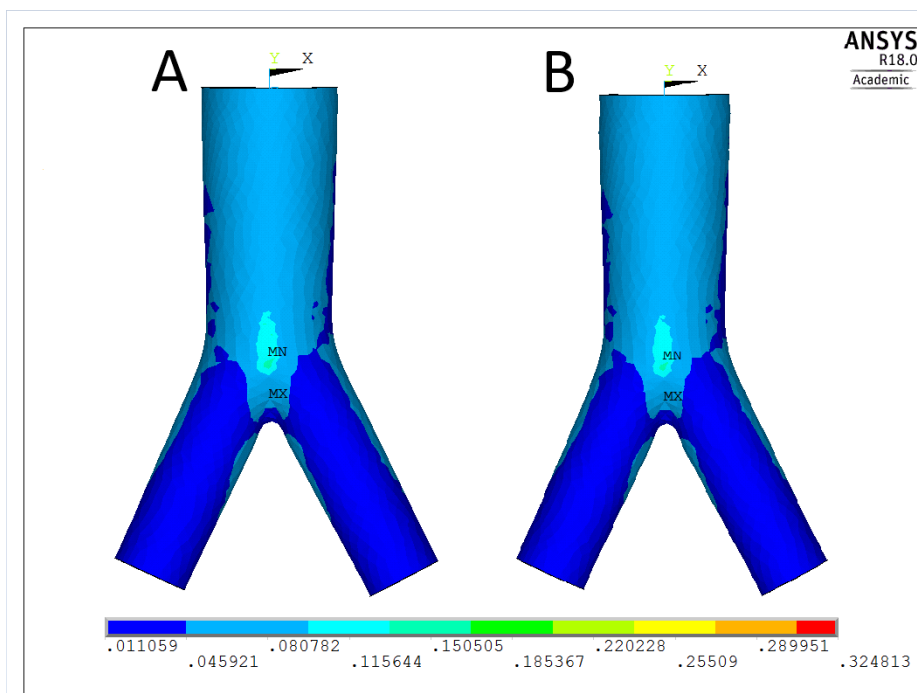
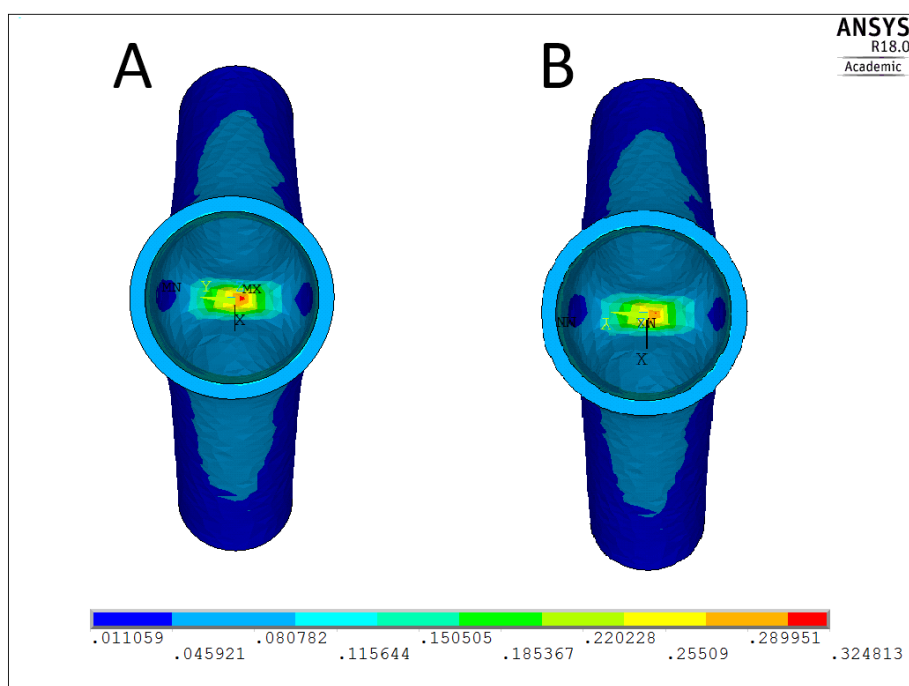
- [37] A. Creane, E. Maher, S. Sultan, N. Hynes, D. J. Kelly, and C. Lally, "Finite element modelling of diseased carotid bifurcations generated from in vivo computerised tomographic angiography," *Comput. Biol. Med.*, vol. 40, no. 4, pp. 419–429, 2010.
- [38] A. Delfino, N. Stergiopoulos, J. E. Moore, and J. Meister, "Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation," *J. Biomech.* 30, vol. 30, no. 8, pp. 777–786, 1997.
- [39] D. E. Kiousis, S. F. Rubinigg, M. Auer, and G. A. Holzapfel, "A Methodology to Analyze Changes in Lipid Core and Calcification Onto Fibrous Cap Vulnerability: The Human Atherosclerotic Carotid Bifurcation as an Illustratory Example," *J. Biomech. Eng.*, vol. 131, no. 12, p. 121002, 2009.
- [40] P. Mortier *et al.*, "A novel simulation strategy for stent insertion and deployment in curved coronary bifurcations: Comparison of three drug-eluting stents," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 1, pp. 88–99, 2010.
- [41] S. A. Kock *et al.*, "Mechanical stresses in carotid plaques using MRI-based fluid-structure interaction models," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 8, pp. 1651–1658, 2008.
- [42] B. J. Doyle, A. Callanan, M. T. Walsh, P. A. Grace, and T. M. Mcgloughlin, "A Finite Element Analysis Rupture Index (FEARI) as an Additional Tool for Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Prediction," *Vasc. Dis. Prev.*, vol. 6, pp. 114–121, 2009.
- [43] S. Morlacchi *et al.*, "Patient-specific simulations of stenting procedures in coronary bifurcations: Two clinical cases," *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, no. 9, pp. 1272–1281, 2013.
- [44] H. Gao and Q. Long, "Effects of varied lipid core volume and fibrous cap thickness on stress distribution in carotid arterial plaques," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 14, pp. 3053–3059, 2008.
- [45] H. Gao, Q. Long, M. Graves, J. H. Gillard, and Z. Y. Li, "Carotid arterial plaque stress analysis using fluid-structure interactive simulation based on in-vivo magnetic resonance images of four patients," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 10, pp. 1416–1423, 2009.
- [46] F. Auricchio, M. Conti, M. De Beule, G. De Santis, and B. Verhegghe, "Carotid artery stenting simulation: From patient-specific images to finite element analysis," *Med. Eng. Phys.*, vol. 33, no. 3, pp. 281–289, 2011.
- [47] A. Karimi, M. Navidbakhsh, S. Faghihi, A. Shojaei, and K. Hassani, "A finite element investigation on plaque vulnerability in realistic healthy and atherosclerotic human coronary arteries," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 227, no. 2, pp. 148–

161, 2013.

- [48] P. M. Shah, H. a Scarton, and M. J. Tsapogas, "Geometric anatomy of the aortic-common iliac bifurcation.," *J. Anat.*, vol. 126, no. Pt 3, pp. 451–458, 1978.
- [49] E. J. Courtial, L. Fanton, M. Orkisz, P. C. Douek, L. Huet, and R. Fulchiron, "Hyper-Viscoelastic Behavior of Healthy Abdominal Aorta," *Irbm*, vol. 37, no. 3, pp. 158–164, 2016.

## 14. Příloha A

Porovnání HMH napětí v tepně referenčního vzorku (A) s vzorkem (B) jehož plocha je  $S_k = 0.0003272 \text{ [mm}^2\text{]}$ , což náleží 22 výpočtovému vzorku. Tento vzorek byl vybrán z důvodu nejnižší závislosti změny průřezu kolagenu na celkové napětí v modelu



## 15. Příloha B

Porovnání HMH napětí v tepně referenčního vzorku (A) s vzorkem (B) což náleží 24(C) což náleží 25 výpočtovému vzorku.

